VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

BIOMECHANICKÁ STUDIE FIXACE ZLOMENIN HORNÍ KONČETINY
BIOMECHANICAL STUDY ON UPPER EXTREMITY FIXATION

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE — **Svatomír Rafaj**
AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE — **doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.**
SUPERVISOR

BRNO 2016

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

Zadání bakalářské práce

Ústav:	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student:	**Svatomír Rafaj**
Studijní program:	Strojírenství
Studijní obor:	Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce:	**doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.**
Akademický rok:	2015/16

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

Biomechanická studie fixace zlomenin horní končetiny

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Na ÚMTMB se provádí, v rámci diplomových a doktorských prací, deformačně napěťové analýzy dlah používaných k fixaci zlomenin různých kostí lidského těla. Zpravidla se jedná o analýzu konkrétního typu dlahy. Cílem zadané práce je vytvoření širšího přehledu o historii a současnosti fixace zlomenin aplikací dlah na horní končetině.

Cíle bakalářské práce:

1. Provedení rešerše dostupné literatury v oblasti řešeného problému.
2. Stručná historie fixace zlomenin horní končetiny.
3. Vytvoření přehledu, v současné době používaných způsobů fixace zlomenin horní končetiny.
4. Popis principu a posouzení LCP dlah.

Seznam literatury:

Sosna, A., Vavřík, P., Krbec, M., Pokorný, D.: Základy ortopedie, Triton 2001

Valenta, J.: Biomechanika člověka, svalově kosterní systém, Díl 2, Praha, Vydavatelství ČVUT, 1997

Dungl, P., a kol.: Ortopedie, Grada Publishing a.s., Avicenum, Praha, 2005, ISBN 80-247-0550-8

D. Filipowicz et al.: Biomechanical comparison of compression plate fixation, Vet Comp Orthop Traumatol 4/2009

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2015/16

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc. ředitel ústavu	doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D. děkan fakulty

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zabývá fixací a biomechanickými aspekty zlomenin horní končetiny. První část pojednává o anatomii, jejíž znalost je pro správnou fixaci zlomenin velice důležitá, popisuje historii vývoje vnitřní fixace zlomenin a moderní metody léčby zlomenin se zaměřením na LCP dlahy. Obsahem druhé části práce je deformačně napěťová analýza soustavy pažní kosti s aplikovanou LCP dlahou. Výpočtový model byl vytvořen za pomocí programů ANSYS Workbench 16.0 a SOLIDWORKS 2016. Výpočet byl proveden ve výpočtovém systému MKP ANSYS Workbench 16.0

KLÍČOVÁ SLOVA

Biomechanika, LCP dlaha, fixace, horní končetina, osteosyntéza, deformačně napěťová analýza, zlomenina

ABSTRACT

This bachelor's thesis deals with fixation and biomechanical aspects of fractures of the upper limb. The first part of the thesis discusses anatomy, knowledge of which is necessary for effective fixation of fractures. It describes the history of inner fixation of fractures and modern curing methods of fractures with a focus on locking compression plates. The second part of the thesis discusses strain-stress analysis of assemblage of humerus and applied locking compression. Computational model was created with the support of ANSYS Workbench 16.0 and SOLIDWORKS 2016 software. Computation was executed by finite element method using ANSYS Workbench 16.0 computational systém.

KEY WORDS

Biomechanics, LCP, fixatiton, upper limb, osteosynthesis, strain-stress analysis, fracture

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

RAFAJ, S. *Biomechanická studie fixace zlomenin horní končetiny.* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2016. 55 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc..

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Tímto prohlašuji, že bakalářskou práci na téma „Biomechanická studie fixace zlomenin horní končetiny“ jsem zpracoval samostatně pod vedením doc. Ing. Zdeňka Floriana, CSc. s použitím odborné literatury a pramenů, uvedených na seznamu, jež je součástí této práce.

V Brně, dne 27. 5. 2016 _____

Svatomír Rafaj

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji panu doc. Ing. Zdeňku Florianovi, CSc., vedoucímu práce za vstřícnost, ochotu, trpělivost a cenné rady. Dále bych chtěl poděkovat své rodině a především své přítelkyni Andrejce za neustálou podporu během studia.

OBSAH

1. ÚVOD 10
2. REŠERŠE LITERATURY 11
3. BIOMECHANIKA 12
3.1 VYMEZENÍ POJMU 12
3.2 STRUČNÁ HISTORIE 12
4. ANATOMIE 14
4.1 VYMEZENÍ POJMU 14
4.2 ANATOMICKÉ NÁZVOSLOVÍ 14
4.2.1 OZNAČENÍ ROVIN A SMĚRŮ 14
4.3 CELKOVÁ STAVBA LIDSKÉHO TĚLA 16
4.3.1 SVALOVÁ SOUSTAVA ČLOVĚKA 17
4.3.2 KOSTRA ČLOVĚKA 17
4.3.2.1 OS (KOST) 17
4.3.2.2 ARTICULATIONES (SPOJENÍ KOSTÍ) 19
4.4 HORNÍ KONČETINA 19
4.4.1 STRUKTURA HORNÍ KONČETINY 20
5. FIXACE ZLOMENIN HORNÍ KONČETINY 21
5.1 ZLOMENINY 21
5.2 HISTORIE FIXACE ZLOMENIN HORNÍ KONČETINY 22
5.3 DRUHY FIXACÍ ZLOMENIN 24
5.3.1 ZEVNÍ FIXÁTORY 24
5.3.2 VNITŘNÍ FIXÁTORY 25
5.3.2.1 NITRODŘEŇOVÉ HŘEBOVÁNÍ 25
5.3.2.2 ZAMYKATELNÉ KOMPRESNÍ DLAHY (LCP) 26
6. VÝPOČTOVÝ MODEL 30
6.1 MODEL GEOMETRIE 30
6.1.1 MODEL DLAHY 30
6.1.2 MODEL ŠROUBU 31
6.1.3 MODEL KOSTI PAŽNÍ 31
6.1.4 SESTAVA 32
6.2 MODELY MATERIÁLU 33
6.3 MODEL VAZEB A ULOŽENÍ 33

6.4 MODEL ZATÍŽENÍ....35
6.4.1 ZATÍŽENÍ SILOU V OSE X....35
6.4.2 ZATÍŽENÍ SILOU V OSE Y....35
6.4.3 ZATÍŽENÍ SILOU V OSE Z....35
6.5 KONEČNOPRVKOVÝ MODEL....36
7. PREZENTACE VÝSLEDKŮ a ANALÝZA ŘEŠENÍ....38
7.1 PREZENTACE VÝSLEDKŮ ŘEŠENÍ DEFORMACE A NAPJATOSTI SOUSTAVY ZATÍŽENÉ SILOU V OSE X....38
7.2 PREZENTACE VÝSLEDKŮ ŘEŠENÍ DEFORMACE A NAPJATOSTI SOUSTAVY ZATÍŽENÉ SILOU V OSE Y....41
7.3 PREZENTACE VÝSLEDKŮ ŘEŠENÍ DEFORMACE A NAPJATOSTI SOUSTAVY ZATÍŽENÉ SILOU V OSE Z....44
7.4 SHRNUTÍ VÝSLEDKŮ....47
8. ZÁVĚR....48
9. POUŽITÁ LITERATURA....49
10. POUŽITÉ ZKRATKY A SYMBOLY....51
11. SEZNAM OBRÁZKŮ....52

1. ÚVOD

Člověk má v dnešní době možnost užívat si života nespočetně mnoha způsoby. Moderní doba dává člověku široké spektrum volnočasových aktivit, např. cestovat po celém světě, účastnit se nejrůznějších aktivit či kulturních akcí, využívat nejnovějších technologií ke zlepšení svého pohodlí a mnoho dalšího, což má vést primárně k uspokojování lidských potřeb.

Aby si ale člověk mohl užívat, musí intenzivně pracovat, což v dnešní, hektické, době mnohdy znamená velký stres a dlouhé pracovní hodiny. Jelikož má dnes velké množství zaměstnání sedavý charakter, tak se není čemu divit, že lidé po práci spěchají ještě relaxovat na různá sportoviště, do posiloven či fitcenter. Tato kombinace intenzivní práce a intenzivní relaxace většinou moc neprospívá zdraví člověka.

Zdraví si mnohdy lidé dostatečně neváží až do té doby, dokud je samotné nezasáhnou zdravotní problémy. Zdravotní problémy mají vliv na člověka nejen po biologické stránce, ale také psychické nebo sociální. Nemoc či úraz jedné osoby ovlivní často nejen ji, ale také její rodinu a přátelé.

Úrazy se lidem stávají odjakživa, konkrétně fraktury kostí dokáží v každodenním životě člověka velice omezovat. Hlavně v dnešní době, kdy se velice rozvinul automobilní průmysl, se počet vážných zlomenin mnohonásobně navýšil vlivem většího počtu automobilových nehod. V ortopedii se však nejedná pouze o úrazy, ale také o nemoci nebo vrozené deformity pohybového aparátu. Vývoj léčby těchto onemocnění se velice rychle rozvíjí a velký podíl na tom má také biomechanika, která výrazně přispívá k poznání prvků lidského těla, jejichž funkce souvisí s mechanickým pohybem, což umožnuje zdokonalování metod léčby konkrétních problémů a vývoj nových fixačních zařízení či implantátů.

Zdraví lidstva je jedna z priorit, kterou se má smysl zabývat. Jednou z oblastí, která se dotýká návratu zdraví člověka, se zabývá i předkládaná práce, která čtenáře zasvětí do problematiky fixátorů fraktur horní končetiny.

2. REŠERŠE LITERATURY

VALENTA, Jaroslav. *Biomechanika* [1]

Tato kniha je vysokoškolská učebnice, která obsahuje šest kapitol věnovaných biomechanické problematice. Díky tomu byla využita jako jeden z hlavních zdrojů ke zpracování kapitoly Biomechanika. Jedná se o vysokoškolskou učebnici.

UNIVERZITA KARLOVA, *Kompendium* [2]

Jedná se o studijní materiály Fakulty tělesné výchovy a sportu (Univerzita Karlova). Velmi srozumitelně a zároveň odborně popisuje problematiky oborů biomechaniky, kineziologie a anatomie. Patří mezi důležité zdroje biomechanické a anatomické části této práce.

ČIHÁK, Radomír, *Anatomie 1* [4]

Publikace, která se na lékařských fakultách využívá jako základní anatomický studijní materiál. První díl Anatomie se zaobírá kosterní a svalovou soustavou, stal se tedy hlavní oporou anatomické části.

BARTONÍČEK, Jan. *Historie moderní léčby zlomenin* [6] – [12]

Kapitola Historie fixace zlomenin byla inspirována sérií článků profesora Bartoníčka, které vycházely online na internetovém portálu http://zdravi.e15.cz, zabývající se historií léčby zlomenin. Články jsou psány podrobně a velmi čtivou formou.

UHTHOFF, Hans K., Philippe POITRAS a David S. BACKMAN. *Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments* [17]

Tento odborný článek shrnuje historický vývoj vnitřních fixátorů zlomenin a spolu se sérií výše uvedených článků profesora Bartoníčka se stal důležitým zdrojem informací k sepsání historického vývoje fixace zlomenin.

SOSNA, Antonín, Pavel VAVŘÍK, Martin KRBEC a David POKORNÝ. *Základy ortopedie* [13]

Jedná se o knihu obsahující základní poznatky z ortopedie, potřebné ke zpracování této práce.

MEDIN. *Dlahy úhlově stabilní: Operační postup* [14]

Medin je česká společnost zabývající se vývojem a především výrobou fixátorů zlomenin. Jejich katalogy a operační postupy byly cenným zdrojem informací.

3. BIOMECHANIKA

3.1 VYMEZENÍ POJMU

Biomechanika se zabývá řešením problémů souvisejících s mechanickým pohybem na živých objektech. Ty jsou sledovány na různých úrovních, od úrovně molekulární, přes úrovně tkání, orgánů, orgánových celků, tvořících celý živý organismus. Biomechanika se uplatňuje v širokém pásmu biologických disciplín, mimo jiné také podstatnou měrou v lékařství.

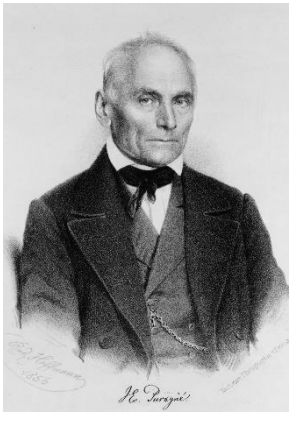
Biomechanika člověka je vědní obor zabývající se mechanikou pohybu člověka, problémy pohybového a sluchového aparátu, tribologií[1] kloubů, využitím biomateriálů apod. Poznatky z biomechaniky jsou aplikovány v biologii, medicíně, sportu, kriminalistice a dalších oblastech. [1] [2]

3.2 STRUČNÁ HISTORIE

Historické kořeny biomechaniky sahají až daleko do minulosti. Za praotce biomechanicky lze považovat Aristotela (384-322 p. n. l), který ve svém díle „O částech živých tvorů“ poprvé dává do souvislosti vztah mezi fyzikou a živými objekty.

Renesanční období bylo samo sebou období růstu zájmu člověka o vědu jako takovou a není se tedy čemu divit, že toto období přispělo také k základům biomechaniky. Hlavním představitelem tohoto období byl Leonardo da Vinci (1452-1519), který dokázal popsat mechaniku pohybu nejen lidského těla, ale také ptáka, jehož pohyb se snažil bez úspěchu napodobit pomocí létacího stroje.

Mezi první vědce, kteří pracovali mimo jiné na objevech v oblasti biomechaniky, patří William Harvey (1578-1658, popis cirkulace krve bez mikroskopu pomocí metody dedukce), Galileo Galilei (1564-1642, tzv. otec biomechaniky, měření pulzu pomocí kyvadla, konstrukce moderního mikroskopu), Santorio Santorio (1561-1636, základní teorie metabolismu), dále např. Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679), Robert Hooke (1637-1703), Thomas Young (1773-1829) a český učenec Jan Evangelista Purkyně (1787-1896, obr. 1), který díky spojení mechaniky a fyziologie dokázal vysvětlil mnoho jevů souvisejících s biomechanikou, jako např. skladbu kostních buněk, morfologii[2] svalových vláken v srdci nebo pukání semeníků rostlin.



Obr. 1, Jan Evangelista Purkyně

[1] Tribologie je vědní obor, který se zabývá problematikou tření a mazání v případě vzájemného kontaktu ploch. [21]
[2] Morfologie je část biologie, která se zabývá vnější stavbou organismů.

Ve 20. století došlo k velkému technologickému rozvoji a tím také k dalším objevům v biomechanice. Mezi hlavní průkopníky patřili August Krogh (1874-1949, teorie mikrocirkulace) a Archibald Vivian Hill (1886-1977, princip mechaniky svalu), kteří za svou práci získali Nobelovu cenu. Sportovním aplikacím se v Moskvě věnoval Nikolai Aleksandrovich Bernstein (1896-1966), který mimo jiné založil biomechanickou školu, jež si vychovala mnoho expertů, zaměřujících se na aplikaci biomechaniky ve sportu a kosmonautice. V moderní době se jednotliví biomechanici sdružují do celé řady národních a mezinárodních organizací jako jsou ISB (International Society of Biomechanics), ESB (European Society of Biomechanics), nebo ČSB (Česká společnost pro biomechaniku). Biomechanika se v dnešní době vyučuje na vysokých školách všech vyspělých států světa. [1] [2]

4. ANATOMIE

4.1 VYMEZENÍ POJMU

Anatomie je obor popisující stavbu lidského těla. Popisuje tvar, polohu a význam jednotlivých částí lidského těla, vztahy mezi nimi a vůči celému organismu. Název „anatomie“ pochází z řečtiny a znamená rozřezávat. To vyplývá z první a nejběžnější metody anatomie – rozborem při pitvě. [2] [4]

4.2 ANATOMICKÉ NÁZVOSLOVÍ

V anatomii se celosvětově tradičně využívá latinské názvosloví. K prvnímu mezinárodnímu sjednocení názvosloví došlo již v roce 1895 a od té doby se společné názvosloví vyvíjelo. Dnes se využívá názvosloví „Parisiensia nomina anatomica“, neboli *názvosloví pařížské*, které bylo přijato roku 1960. [4]

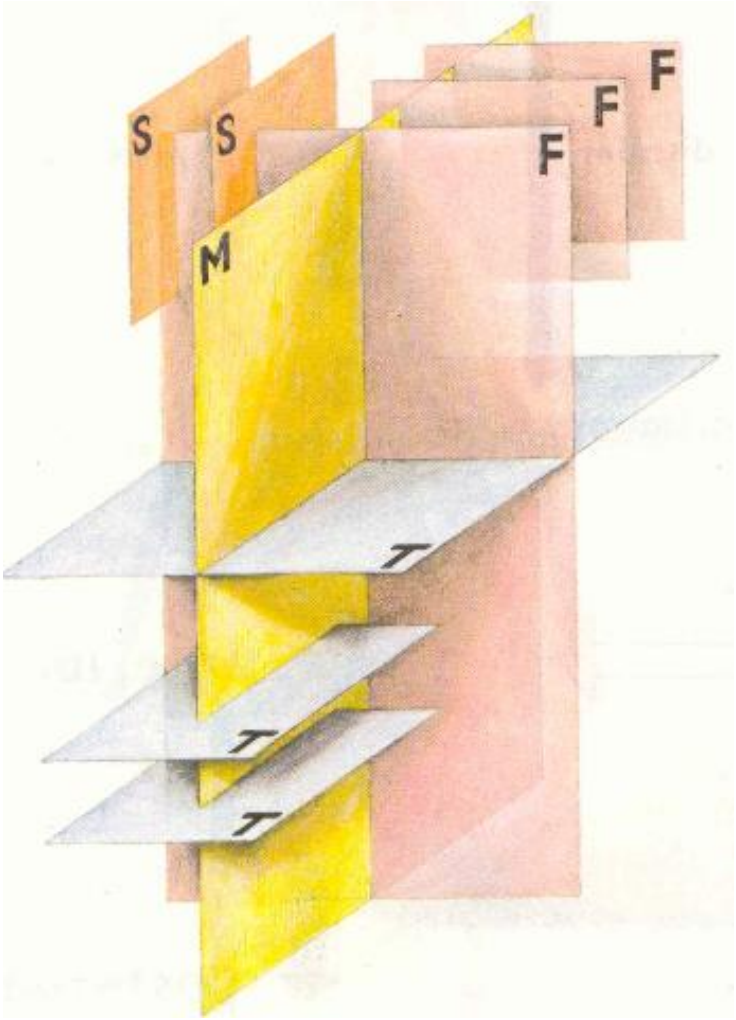
4.2.1 OZNAČENÍ ROVIN A SMĚRŮ

Základní anatomická poloha: [3] [4]

- Stoj vzpřímený
- Horní končetiny podélně kolem těla
- Dlaně vytočeny dopředu (palce od těla)

Označení rovin těla (obr. 2): [3] [4]

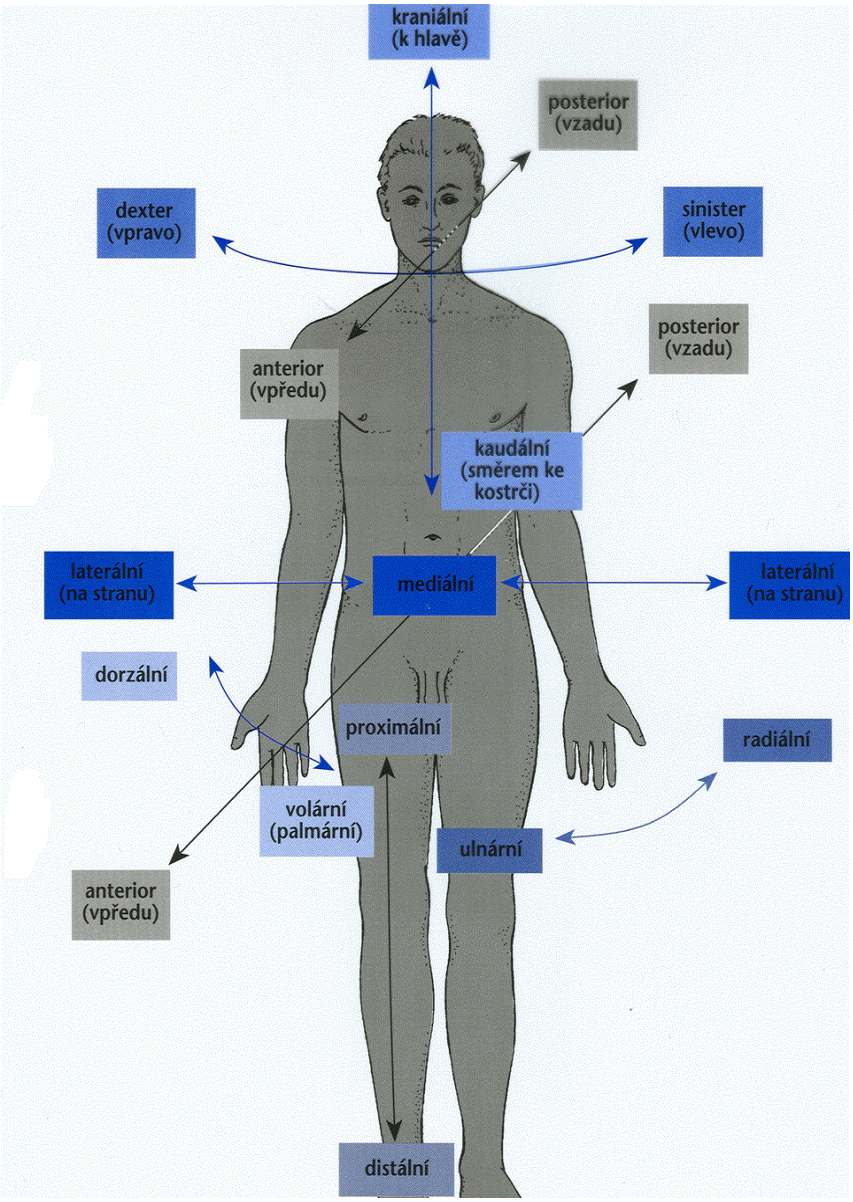
- **Mediánní rovina** (rovina svislá, rozděluje tělo na dvě zrcadlové poloviny)
- **Sagitální roviny** (roviny svislé, rovnoběžné s mediánní rovinou)
- **Frontální roviny** (roviny svislé, kolmé na sagitální roviny)
- **Transversální roviny** (roviny vodorovné, kolmé na ostatní druhy rovin)



Obr. 2, Označení rovin

Označení směrů (obr. 3): [3] [4]

- **Kraniální** (k hlavě)
- **Kaudální** (k dolnímu konci těla)
- **Dexter** (pravý)
- **Sinister** (levý)
- **Anterior** (přední)
- **Posterior** (zadní)
- **Mediální** (střední)
- **Laterární** (vnější/vnitřní strana)
- **Proxiální** (bližší k trupu)
- **Distální** (vzdálenější od trupu)
- **Radiální** (vnější, palcová strana)
- **Ulnární** (vnitřní, malíková strana)
- **Dorzální** (hřbetní)
- **Palmární** (dlaňový)
- **Internus** (vnitřní)
- **Externus** (vnější)
- **Profundus** (hluboký)
- **Superficialis** (povrchový)



Obr. 3, Označení směrů

4.3 CELKOVÁ STAVBA LIDSKÉHO TĚLA

Lidské tělo se vyznačuje velice složitou stavbou. Základní stavební jednotkou živého organismu jsou buňky. Vědci odhadují, že by lidské tělo mohlo obsahovat až 25×10^{15} buněk. Buňky se mohou dělit a shlukovat podle funkčnosti do celků, které označujeme jako tkáně. Jednotlivé tkáně se pak dále sdružují v orgány a ty v orgánové soustavy, systém nebo ústrojí.

Vzhledem k tématu práce se zaměříme na pohybový systém, který tvoří kostra spolu se svalovou soustavou. [2] [4]

4.3.1 SVALOVÁ SOUSTAVA ČLOVĚKA

Svalová soustava (obr. 4) se skládá ze svalů, které jsou tvořeny svalovými vlákny a vazivem. Vědní disciplína zabývající se svaly se nazývá myologie. V lidském těle je 600 svalů a téměř polovina z nich jsou párové. Hlavními funkcemi svalu je stah, který je vyvolán nervovým signálem, a uvolnění. [4]

Obr. 4, Svalová soustava

Svaly dělíme do skupin převážně podle toho, kde se nachází:

- **Musculi dorsi** (svaly zádové)
- **Musculi thoracis** (svaly hrudníku)
- **Musculi abdominis** (svaly břicha)
- **Musculi capitis** (svaly hlavy)
- **Musculi colli** (svaly krku)
- **Musculi membri superioris** (svaly horní končetiny)
- **Musculi membri inferioris** (svaly dolní končetiny)

4.3.2 KOSTRA ČLOVĚKA

Skeleton (obr. 5), *kostra*, se skládá z kostí a jejich spojení a má funkci opornou, ochrannou, mechanickou a krvetvornou. [4]

Obr. 5, Kostra člověka

4.3.2.1 OS (KOST)

Kost je orgán tvořící základní stavební jednotku kostry. Vědní disciplína zabývající se kostmi se nazývá osteologie. Kosti jsou tvořeny dvěma hlavními druhy kostních tkání a to **substantia compacta** (hutná kostní tkáň tvořící povrch kostí, neboli kortikalis) a **substantia spongiosa** (kostní trámčina uvnitř kostí). **Periosteum** (okostice) je silný vazivový obal kosti, který, až na výjimky, kryje její povrch. Okostice má velký význam u kostitvorné aktivity (růst kosti do šířky a regenerace poškozené kosti). [2] [4]

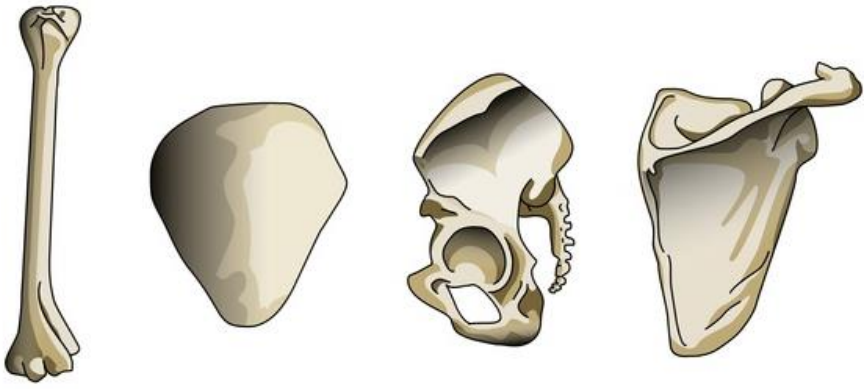
Kosti rozlišujeme podle tvaru (obr. 6) na dlouhé, krátké a ploché. Kosti, které nezapadají ani do jedné kategorie označujeme jako kosti nepravidelné. **Dlouhé kosti** jsou především kosti končetin a jsou typické dlouhým, silným tělem s kloubními spojeními na jejich koncích. Dutiny těchto kostí obsahují kostní dřeň, **medulla ossium**. Jedná se o různorodou měkkou tkáň, kterou dále dělíme na tři druhy: [2] [4]

1. **Medulla ossium rubra** (červená kostní dřeň) je orgán obsahující buňky pro tvorbu červených krvinek, je tedy orgánem krvetvorby.
2. **Medulla ossium flava** (žlutá kostní dřeň) vzniká z červené kostní dřeně. Před narozením je v dutinách dlouhých kostí pouze červená kostní dřeň a ve věku 20 let je (až na výjimky) nahrazena kostní dření žlutou. Červená kostní dřeň se udržuje v krátkých kostech, kloubních koncích dlouhých kostí, žebrech a na pár dalších místech.
3. **Medulla ossium grisea** (šedá kostní dřeň) vzniká ztrátou tuku ze žluté kostní dřeně, což je typické u lidí vyššího věku.

Krátké kosti jsou na povrchu tvořeny tenkou vrstvou hutné kostní tkáně a uvnitř kostní trámčinou. Ta je hustší pod povrchem, čímž dobře přenáší namáhání, které je na kost vyvíjené. U krátkých kostí se netvoří dřeňové dutiny. **Ploché kosti** jsou obsazeny ve stavbě pletenců končetin, skeletu hrudníku a lebeční kosti. [2] [4]

Kosti dělíme podle jejich umístění do těchto skupin: [4]

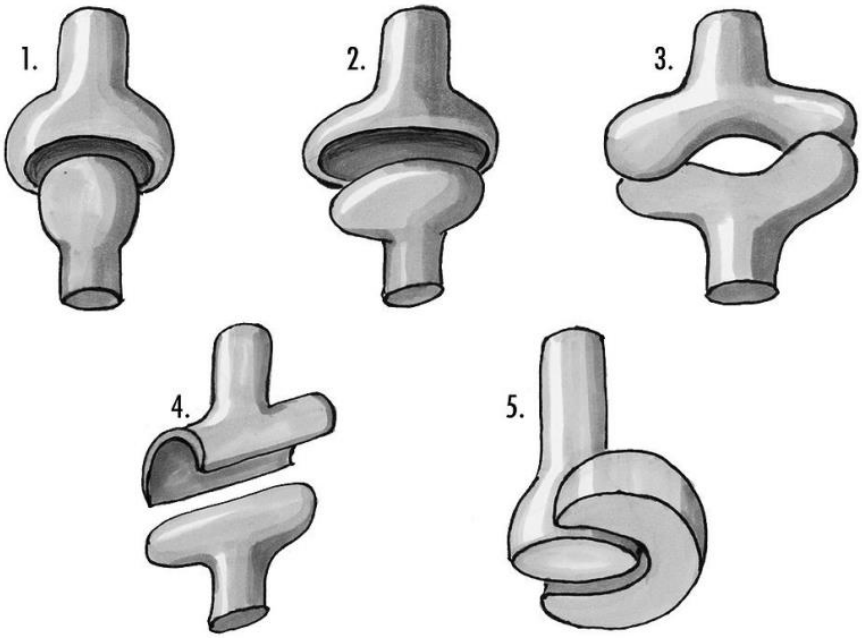
- **Columna vertebralis** (páteř)
- **Skeleton thoracis** (kostra hrudníku)
- **Ossa cranii** (kosti lebky)
- **Ossa membri superioris** (kosti horní končetiny)
- **Ossa membri inferioris** (kosti dolní končetiny)



Obr. 6, Z leva: Dlouhá kost, krátká kost, nepravidelná kost, plochá kost

4.3.2.2 ARTICULATIONES (SPOJENÍ KOSTÍ)

Vědní disciplína zabývající se spojeními kostí se nazývá arthrologia nebo syndesmologia. Místa spojení kostí se označují jako **juncturae** a hrají velkou roli v pohyblivosti celé kostry. Máme dva druhy kostních spojení. **Spojení plynulé** je spojení, při kterém jsou kosti navzájem propojeny pomocí pojiva[3]. Na rozdíl od toho **spojení dotykem** je spojení, při kterém se kosti dotýkají styčnými plochami, po okraji pokrytými vazivem. Tento druh spojení je také nazýván jako spojení kloubní (základní dělení kloubů viz obr. 7). [2] [4]



Obr. 7, 1 – kulový kloub, 2 – elipsoidní kloub, 3 – sedlový kloub, 4 – válcový kloub, 5 – čepový kloub

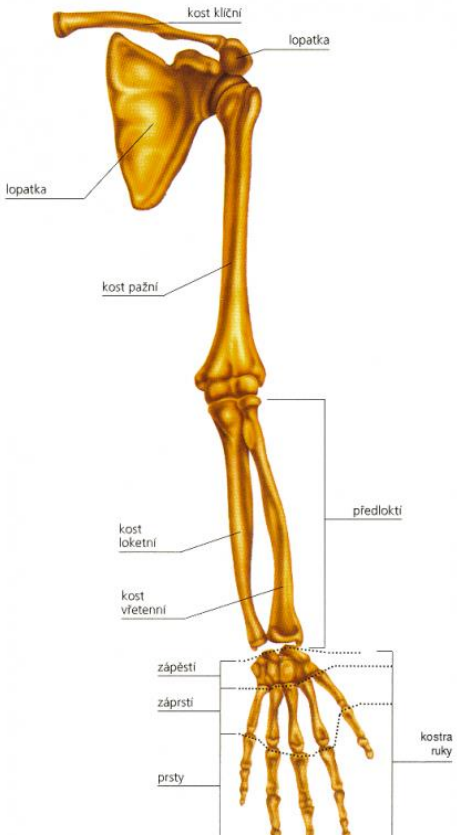
4.4 HORNÍ KONČETINA

Membrum superius (horní končetina) je orgán, který nám umožňuje fyzický kontakt s okolím i vlastním tělem. Pomocí horní končetiny se dokážeme dotknout každé části našeho těla, dokonce také tam, kam si ani nevidíme. Tento pohyb umožňuje velmi pohyblivý pletenec spojující horní končetinu s trupem a hlavně kořenový kloub horní končetiny, kloub ramenní, který je nejpohyblivějším klouben v lidském těle. Ve spolupráci s loketním kloubem, který umožňuje měnit délku končetiny, dosahuje horní končetina obrovské flexibility. Hlavní funkcí horní končetiny je ale úchop. Této funkci byla přizpůsobena stavba ruky a celé končetiny (obr. 8). Více-kloubové svaly pletence a paže vytvářející velké silové působení, typicky štíhlé a dlouhé svaly předloktí, složitá struktura vlastní ruky ze svalů, kloubů a drobných kůstek. To vše dává člověku schopnost jak manipulovat s těžkými předměty, tak také schopnost jemné a detailní práce rukou. [2] [4]

[3] Pojivem může být chrupavka, kost nebo vazivo [4]

4.4.1 STRUKTURA HORNÍ KONČETINY

Cingulum membri superioris (pletenec horní končetiny) je necelý prstenec kostí obklopující hrudní kost. V zadní části jsou pouze svaly a celý pletenec je uchycen pomocí dvou kloubů a specifického umístění lopatky k hrudní kosti tvořící další druh spojení. Díky tomu je horní končetina mimořádně pohyblivá, což na druhou stranu nese také velkou zátěž na zavěšení a svalový korzet pletence. Pletenec je složený z kostí clavicula (klíční kosti), scapula (lopatky), jejich spojů a svalů pletence. [2] [4]

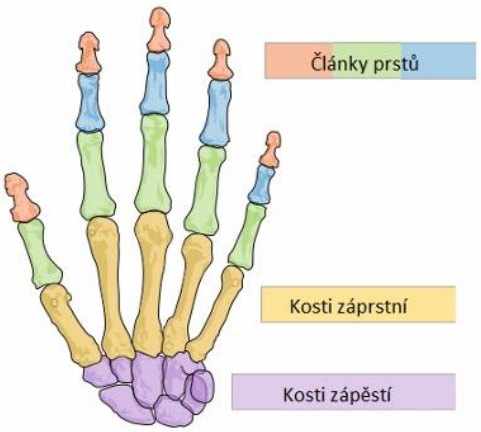


Obr. 8, Kosti horní končetiny

Brachium (paže) a **antebrachium** (předloktí) jsou nejdelší části horní končetiny, které díky své mobilitě umožňují člověku dosáhnout na velké vzdálenosti. Mezi další úkony umožňující člověku bez problémů uchopovat předměty je pronace (vtočení) a supinace (vytočení) předloktí a ruky. Osa paže a osa předloktí svírají u člověka v základním anatomickém postavení úhel téměř 180°. Kostní oporou paže je jediná kost humerus (kost pažní), na rozdíl od předloktí, které je složeno ze dvou kostí, radia (kost vřetenní) a ulny (kost loketní). Kost loketní je z kostí předloktí ta delší, přenáší se na ní většina zatížení a nachází se na malíkové straně. Kost vřetenní zprostředkovává propojení předloktí s rukou a nachází se na palcové straně. Spojení mezi pažní, loketní a vřetenní kostí zprostředkovává loketní kloub.

[2] [4]

Manus (ruka) má bohaté členění a složitou strukturu, jež slouží, jak už bylo výše zmiňováno, převážně k úchopové funkci. Princip uchopování spočívá ve flexi prstů s palcem v opozici. Prsty ruky se skládají ze tří článků, výjimkou je palec, skládající se pouze ze dvou článků. Ruka je složená ze tří částí carpus (zápěstí), metacarpus (záprstí) a phalanges (články prstů) a obsahuje osm zápěstních kostí, pět záprstních kostí a čtrnáct článků prstů (obr. 9). Pohyblivost ruky jako celku umožňuje celá řada kloubů (např. mezičlánkové klouby, palcový kloub, klouby zápěstí a další). [2] [4]



Obr. 9, Kosti ruky

5. FIXACE ZLOMENIN HORNÍ KONČETINY

5.1 ZLOMENINY

Zlomeninou nazýváme stav, při kterém dochází k porušení kontinuity kostní tkáně. Dělíme je podle mnoha faktorů, např. podle příčiny vzniku (úrazové, únavové, patologické), mechanismu vzniku (kompresní, impresivní, ohybové), podle průběhu lomové linie (příčné, šikmé, spirální, víceúlomkové, tříštivé) a dalších. [2] [20]

Obr. 10, Druhy zlomenin

Obr. 12, Rentgenový snímek zlomeniny

Lehčí zlomeniny se většinou léčí sádrovou fixací (obr. 11), ale v závažnějších případech tento druh fixace není dostatečný a zlomenina musí být fixována chirurgicky pomocí vnitřních šroubů, dlah a dalších fixátorů.

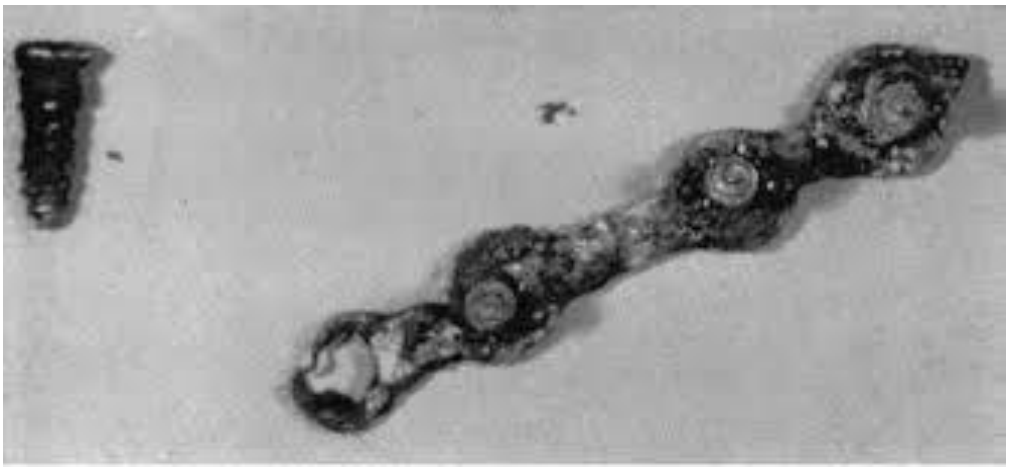
Obr. 11, Aplikace sádrové fixace

5.2 HISTORIE FIXACE ZLOMENIN HORNÍ KONČETINY

Úrazy se člověku děly odjakživa, a proto není zvláštností, že první záznamy o léčbě zlomenin pocházejí už ze 4. tisíciletí př. n. l. Metody fixace zlomenin se neustále vyvíjely, avšak první průkopnické objevy přišly až v moderní historii. Například Antonius Mathijsen (1805-1878) a s ním první použití sádrové dlahy. Velkou pomocí lékařům při léčení zlomenin byl objev rentgenového zařízení v roce 1895, který nejen že přispěl k lepší diagnostice poraněné kostí (obr. 12), ale také umožnil lépe sledovat průběh hojení. [6] [13] [17]

Ve stejné době se také začaly používat první kovové vnitřní fixátory (obr. 13) a s tím došlo k zavedení pojmu osteosyntéza, což je způsob léčby zlomenin spojením úlomků cizím materiálem. Mezi průkopníky kostní chirurgie patřili William Arbuthnot Lane (1856-1943), Albin Lambotte (1866-1955) nebo Ernst William Hey Hroves (1872-1944). Avšak první pokusy o vnitřní fixaci byly velmi neúspěšné kvůli nevhodným materiálům. Na výrobu dlah se využíval poniklovaný ocelový plech, poté také stříbro, karbonová ocel, vanadiová ocel, hliník či mosaz. Všechny tyto kovy však nevyhovovaly mechanickými vlastnostmi a podléhaly korozím (obr. 14). Současně s vnitřními dlahami se vyvíjely také metody zevní fixace či hřebování. [7] [8] [9] [13] [17]

Obr. 13, Lambottova dlaha



Obr. 14, Laneova dlaha podlehající korozi

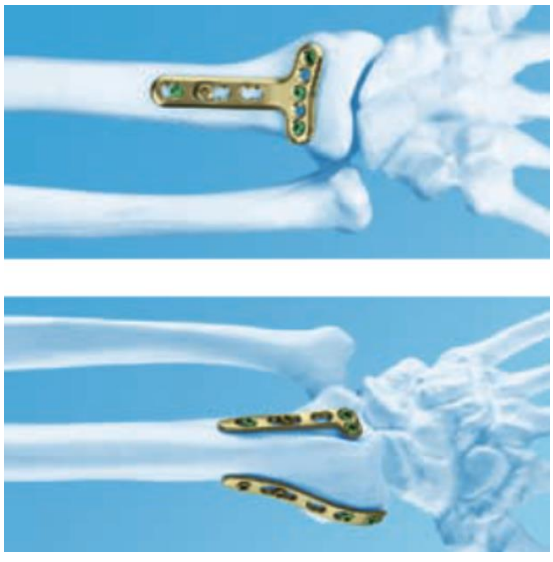
O velký rozvoj dlahové osteosyntézy se zasloužila Švýcarská skupina AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen = Pracovní skupina pro otázky osteosyntézy, obr. 15), která byla založena roku 1958. Problém s materiálem vyřešilo až použití korozivzdorných ocelí na výrobu fixátorů, avšak časem vyšlo najevo, že je potřeba vymyslet také novou stavbu vnitřních dlah. [10] [11] [17]

Obr. 15, Logo AO

Obr. 16, Porovnání otvorů dlah

Hlavním problémem bylo odumírání kostí vlivem příliš pevného spojení dlahy a kosti. Toto zjištění vedlo k objevům nízko-kontaktních dlah typu LC (low compact = nízký kontakt). Dalšího zlepšení bylo dosaženo změnou tvarů otvorů (obr. 16). Prvotní dlahy s kulatými otvory nahradily v 80. letech DCP (dynamic compression plate = dynamické kompresní dlahy) s oválnými otvory. Tyto dlahy byly dále vyvíjeny a na začátku 3. tisíciletí byly navrženy dlahy typu LCP (locking compression plate = zamykací kompresní dlahy), které využívají kombinace oválného a kulatého otvoru. Vývoj fixátorů šel v posledních letech velmi dopředu a existuje velmi velké množství speciálně tvarovaných dlah (obr. 17, obr. 18) tak, aby umožnily co nejlepší průběh osteosyntézy a zajišťovaly co nejlepší komfort pacientovi. [10] [11] [13] [17]

Obr. 17, LCP dlahy Compact Hand (Synthes)



Obr. 18, LCP dlahy na distální radius (Synthes)

5.3 DRUHY FIXACÍ ZLOMENIN

5.3.1 ZEVNÍ FIXÁTORY

Použití zevních fixátorů (obr. 19) je velice široké a univerzální. Dá se aplikovat na všechny oblasti lidského těla a dnes využíváme tuto metodu k fixaci otevřených a tříštivých zlomenin, kde dokáže stabilizovat úlomky zlomenin a umožňuje ošetřovatelům snadný přístup k poškozeným oblastem. Díky těmto vlastnostem se často využívá například při léčbě mnohočetné zlomeniny pánve, infikovaných zlomenin či zánětů kostní dřeně. Mnohdy je zevní fixace používána pouze jako dočasná stabilizace a po zlepšení stavu pacienta se vymění za vnitřní fixaci. Jedním z důvodů, proč se od zevních fixátorů v dnešní době upouští a využívají se zejména k fixaci složitých zlomenin, je jejich umístění, které pacienta znatelně omezuje v pohybu a způsobuje mu nepohodlí. Ze snahy omezit tyto nepříjemné faktory na minimum vznikly speciální zevní fixátory, jež k fixaci úlomků používají delší kostní šrouby, které jsou nad kůží končetiny fixovány v kompresní dlaze (obr. 20). Mají díky tomu sice menší hmotnost a pacienta minimálně omezují, ale lze je použít pouze ve speciálních případech. [12]

Výhody:

- Snadný přístup ke zranění
- Možnost rychlé rehabilitace
- Jednoduchost operační metody
- Minimální poškození tkání a skeletu
- Možnost stabilizace tříštivých zlomenin

Obr. 19, RTG – zevní fixace předloktí

Nevýhody:

- Omezení pohybu pacienta
- Vyšší výskyt infekčních komplikací

Obr. 20, Zevní fixace s kompresní dlahou

5.3.2 VNITŘNÍ FIXÁTORY

5.3.2.1 NITRODŘEŇOVÉ HŘEBOVÁNÍ

Nitrodřeňové hřebování je moderní metoda, která se využívá k léčbě zlomenin především dlouhých kostí (obr. 21). Hlavní rozdíl mezi fixací dlahou a fixací pomocí hřebů je ten, že dlahy se umisťují z vnější strany na kost a hřeby (obr. 22) se zavádějí do dutiny kosti. Zlomená kost zafixovaná touto metodou je schopna odolávat částečnému zatížení, které je v průběhu hojení možné navyšovat. Další výhodou je minimální poškození cévního zásobování kosti a omezení vzniku infekcí, což jsou také důvody, proč se v určitých případech dává hřebování přednost před dlahovou fixací. Rozlišujeme metody hřebování s předvrtáním a bez předvrtání otvoru. [20]

K osteosyntéze se používají:

- Kirschnerovy dráty
- Enderovy hřeby
- Prévotovy hřeby
- a další

Obr. 21, RTG snímek fixace hřebem

Obr. 22, Hřeb MEDIN

5.3.2.2 ZAMYKATELNÉ KOMPRESNÍ DLAHY (LCP)

Kostní dlahy bez úhlové stability jsou pevně fixovány přímo na kosti, tím pádem u nich dochází k narušení cévního zásobování kosti. U takového druhu spojení je nutno dosáhnout velice pevného spojení mezi dlahou a kostí, jinak hrozí, že nedojde ke správné osteosyntéze.

Na rozdíl od toho u zamykatelných dlah, tzv. LCP dlah, se přenos sil odehrává mezi dlahou a šrouby, nedochází tedy k útlaku povrchu kosti a tím k zamezení krevního zásobení, což by způsobovalo problémy osteosyntéze. Toto spojení je vůči dlaze úhlově stabilní, funguje tedy na principu „vnitřního fixátoru“. Výhodou těchto dlah je, že nemusí být přesně tvarovány, aby přiléhaly dokonale k povrchu kosti, tím pádem nedochází k porušení krevního zásobení kosti. Mohou být použity také na méně kvalitní nebo méně pevné kosti. Šrouby disponují velkou odolností vůči vytržení a díky tomu snižují rizika na jejich uvolnění. Další výhodou zamykatelných dlah je to, že mohou být zaváděny tzv. „podvlékáním“, což vede k menšímu poranění měkkých tkání. [15] [17]

Výrobců zamykatelných dlah je velké množství a většina z nich má své vlastní principy spojení mezi hlavou šroubu a dlahou. Stabilního spojení dosahují vytvořením závitu v otvorech dlahy a na hlavách šroubů, jiné firmy vkládají mezi hlavu šroubu a dlahu roztahující se vložku, která spojení uzamkne, nebo se dlaha vyrábí z měkkého materiálu, šroub naopak z tvrdého a při šroubování si šroub sám vyřeže závit v dlaze a tím se v ní uzamkne. Možností zpracování takovýchto dlah je celá řada, ale všichni výrobci mají společné to, že se snaží dosáhnout nízkého profilu a co nejvíce se přizpůsobovat konkrétním anatomickým místům (obr. 23). Díky tomu se dá docílit těch nejlepších výsledků při léčbě. [15] [17]

LCP dlahy se vyrábějí převážně z nerezových ocelí, nebo titanových slitin. Nejpoužívanější z nich je titanová slitina označována jako Ti-6Al-4V. Tato slitina nabízí vysokou mez kluzu, dobré únavové vlastnosti a vysokou korozní odolnost. [19]

Možnosti fixace: [14]

- Pouze kompresními šrouby (obr. 24)
  - běžně používaná metoda fixace zlomeniny
  - stabilita je dosažena tlakem kosti na dlahu pomocí šroubů
  - tvar dlahy je velice důležitý pro správný průběh osteosyntézy
  - lze zavést v různých směrech

Obr. 24, Kompresní šroub

- Pouze uzamykatelnými šrouby (obr. 25)
  - fixační systém velmi podobný zevnímu fixátoru
  - není rozhodující tvar dlahy
  - šroub je pevně spojen s dlahou
  - lze zavést pouze v jednom směru

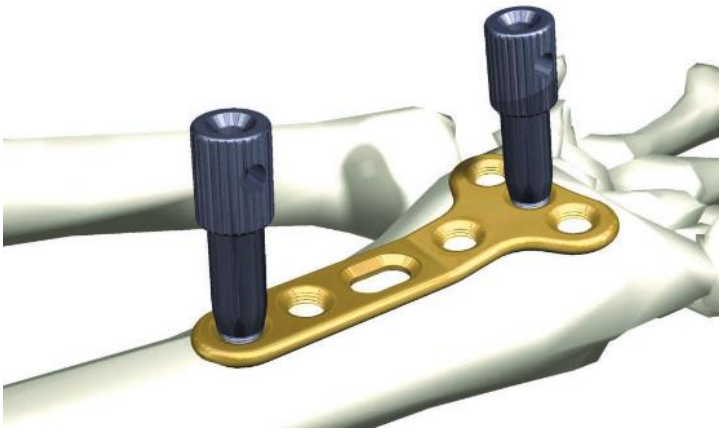
Obr. 25, Uzamykatelný šroub

- Kombinací uzamykatelných a kompresních šroubů (obr. 26)
  - první se aplikují kompresní šrouby
  - poté se pomocí uzamykatelných šroubů docílí úhlově stabilního spojení
  - fixovat druhý fragment zlomeniny je možné až po zafixování prvního

Obr. 26, Kombinovaný otvor pro kompresní a uzamykatelné šrouby

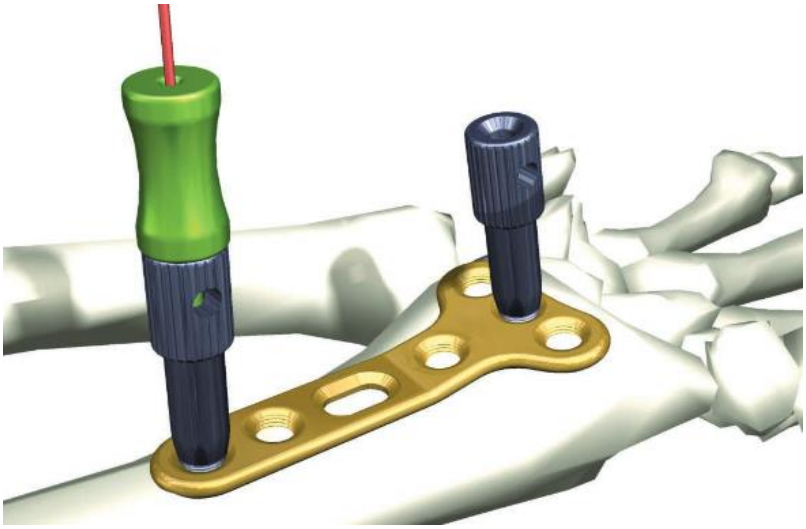
Zavádění LCP dlahy pomocí uzamykatelných šroubů [14]

1) Zlomenina se reponuje (navrátí do správné pozice) pod kontrolou RTG.
2) Před samotnou fixací je možné použít vymezovač, který se vkládá do otvoru se závitem a docílíme díky němu minimálního kontaktu mezi kostí a dlahou. Po zajištění dlahy je možné vymezovač bezpečně vyjmout.
3) Do vybraných otvorů dlahy se pevně zašroubují vodící pouzdra (obr. 27). Ty slouží ke správnému navrtání otvorů a přispívají k lepší manipulaci a správnému umístění dlahy.



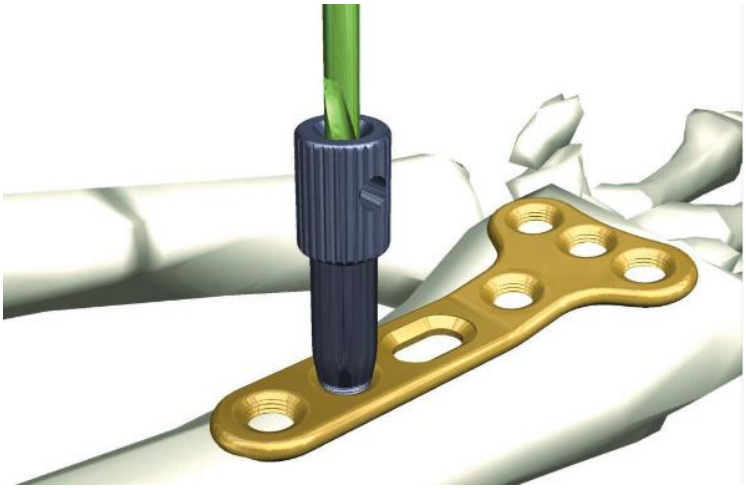
Obr. 27, Uzamykatelné vodící pouzdra

4) Dlaha se pomocí vodících pouzder umístí na potřebnou pozici a dočasně se zafixuje pomocí speciálních drátů nebo kleští
5) Pro zajištění správné pozice otvorů se používají například dráty, které se zavedou do pouzder přes redukci (obr. 28). Na RTG snímcích dráty zobrazují pozice, ve kterých se budou nacházet uzamykatelné šrouby.



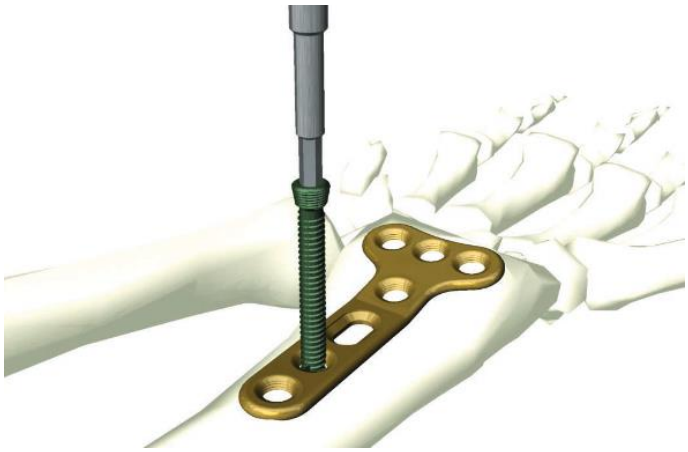
Obr. 28, Redukce na drát

6) Pro správné zavedení šroubů se předvrtá otvor pro šroub (obr. 29). Otvor nemusí být hluboký, jelikož šrouby mají špičku se samořeznými drážkami, díky kterým se dokáží lehce zavrtat do kosti.



Obr. 29, Předvrtání otvoru

7) Opatrně se vyšroubuje uzamykatelné vodící pouzdro.
8) Hloubka otvorů se zjistí použitím hloubkoměru. Délka šroubů se volí mimo jiné také podle toho, o jak kvalitní se jedná kost. Pokud je kost pevná, je možné použít kratší šrouby, než u kostí méně kvalitních. Důležitý je také počet šroubů. Výrobce Medin uvádí, že ideální poměr mezi počtem šroubů k počtu otvorů v dlaze je 0,4 – 0,5.
9) Při zavádění uzamykatelných šroubů musí být dlaha pevně fixovaná, aby nedošlo při dotahování k rotaci dlahy. Pokud je vše připraveno, tak se šrouby umístí do otvorů a pevně se dotáhnou (obr. 30).



Obr. 30, Zašroubování šroubu

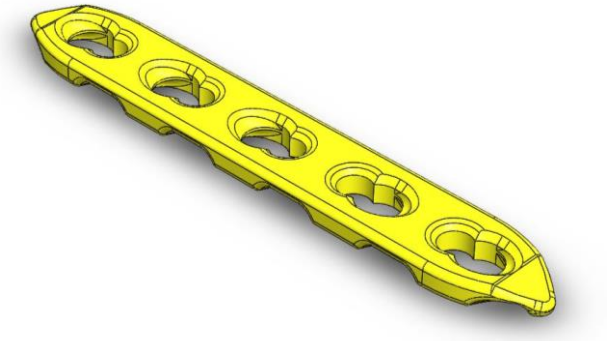
6. VÝPOČTOVÝ MODEL

6.1 MODEL GEOMETRIE

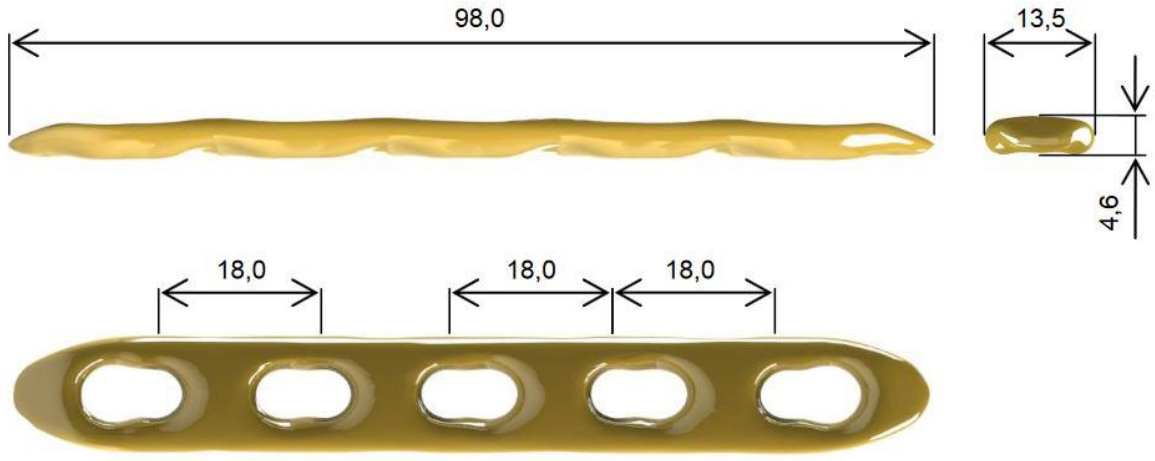
Řešená soustava se skládala z dlahy, kosti pažní a šroubů. Byla použita přímá dlaha s pěti otvory, přičemž prostřední z nich zůstal neosazen. S kostí byla dlaha spojena čtyřmi zamykatelnými šrouby, umístěnými v krajních otvorech. Prostřední otvor zůstal neosazen. Rozměry dlahy a šroubů byly získány vlastním měřením posuvným měřítkem na reálné dlaze a šroubu. Pro vytvoření jednotlivých modelů geometrie byl použit software SOLIDWORKS 2016.

6.1.1 MODEL DLAHY

Obr. 31, Přímá dlaha

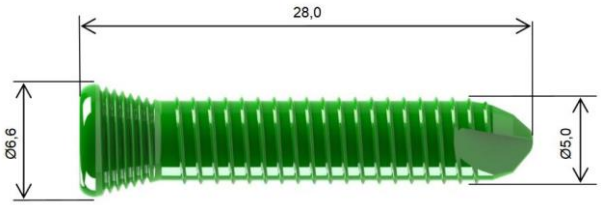


Obr. 32, Model geometrie dlahy

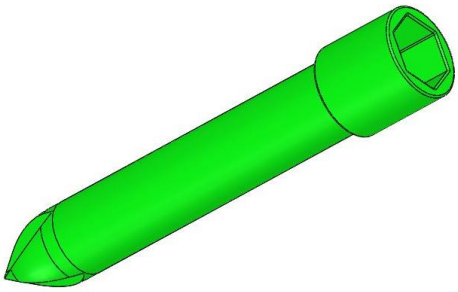


Obr. 33, Základní rozměry dlahy

6.1.2 MODEL ŠROUBU



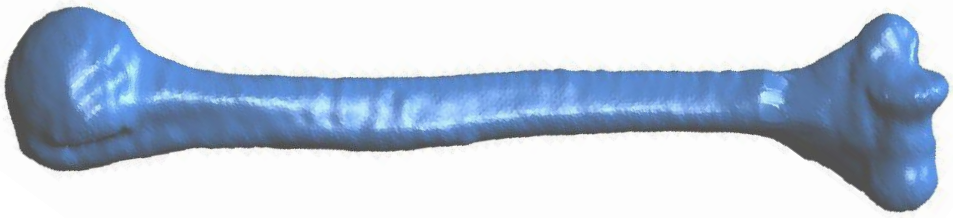
Obr. 34, Základní rozměry šroubu



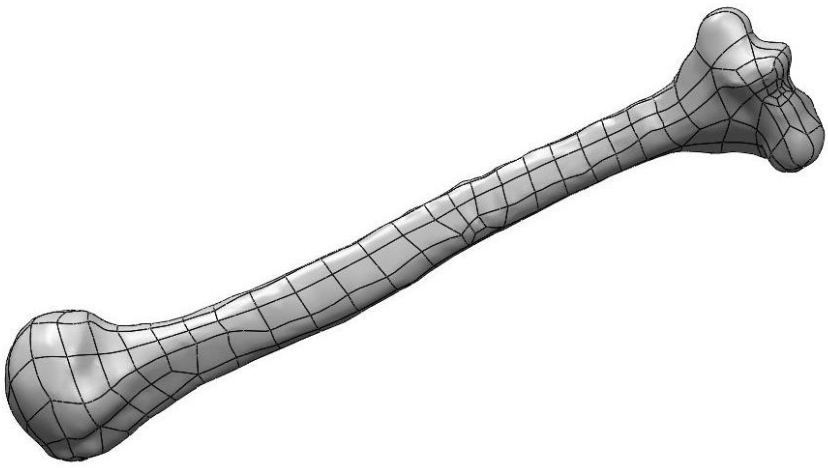
Obr. 35, Model geometrie šroubu

6.1.3 MODEL KOSTI PAŽNÍ

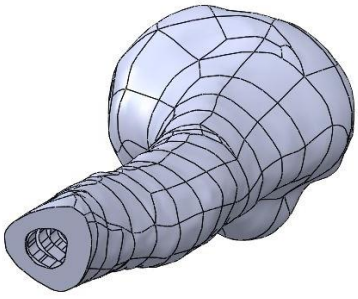
K vytvoření modelu geometrie kosti byl použit STL soubor[4] vytvořený na Vysokém učení technickém v Brně, Fakultě strojního inženýrství, Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky [23]. Uvedený soubor poskytuje informaci o vnějším tvaru kosti pažní, na jejímž základě byl vytvořen objemový model kosti pažní. Vnitřní dutina byla vytvořena na základě informací z CT snímků[5] [24].



Obr. 36, STL model kosti



Obr. 37, Model geometrie kosti

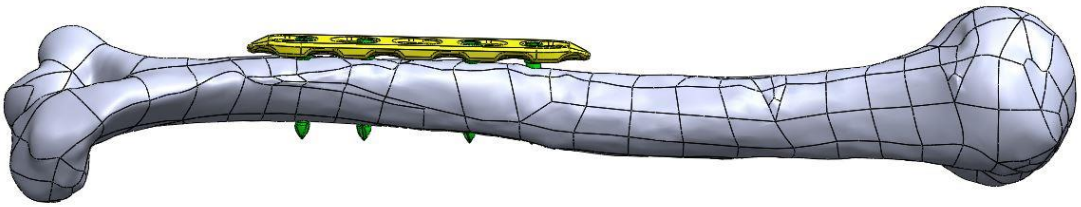


Obr. 38, Řez modelem geometrie kosti

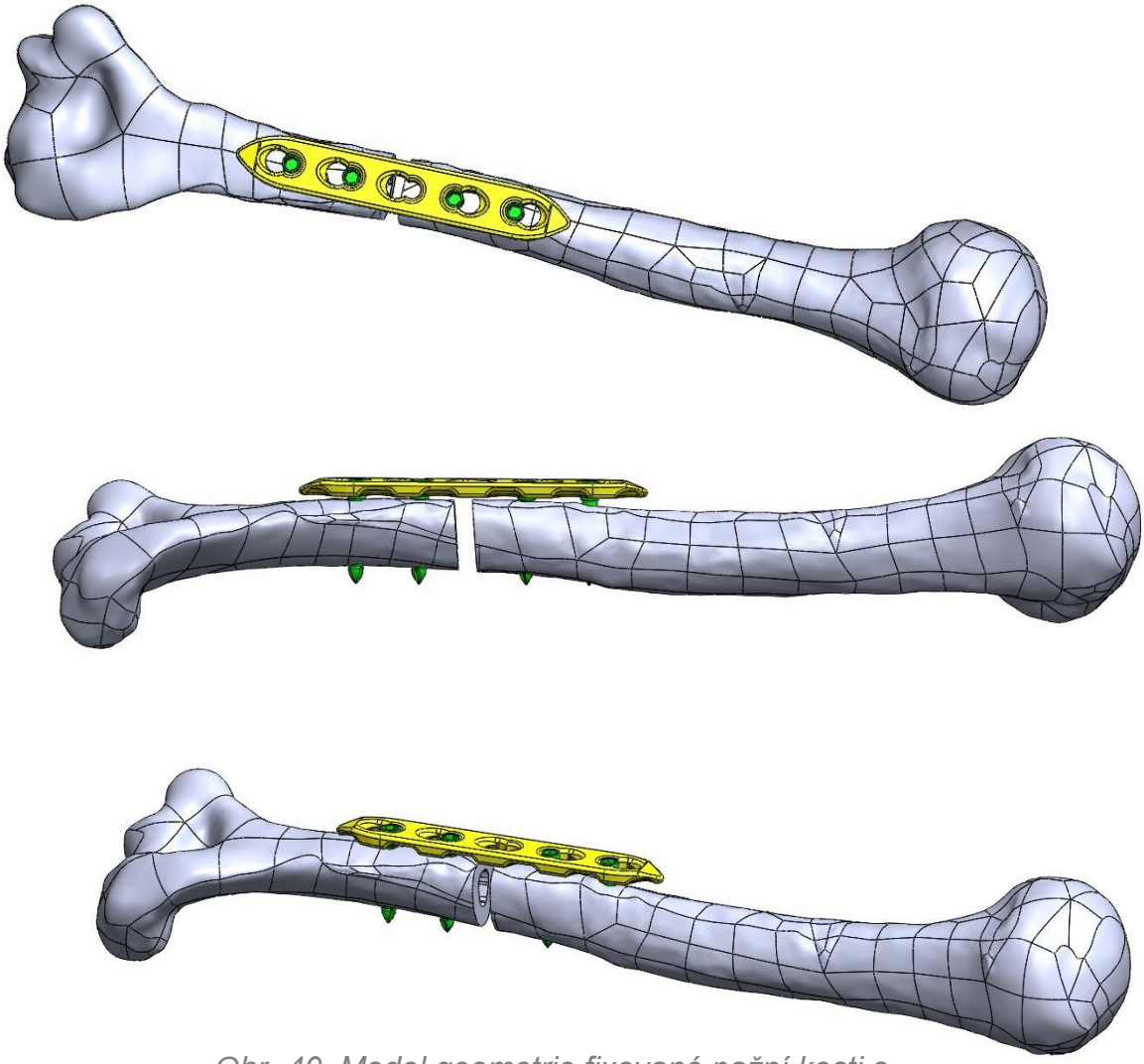
[4] STL (stereolithography) formát obsahuje plošný prostorový model vytvořený z CT snímků [22]
[5] CT snímky jsou snímky pořízené počítačovým tomografem (odtud také pochází zkratka CT – computer tomography) [22]

6.1.4 SESTAVA

Po vytvoření všech geometrických modelů byla vytvořena sestava v programu SOLIDWORKS 2016. Vytvořená sestava byla exportována do výpočtového programu ANSYS Workbench 16.0 (dále pouze Ansys) ve formátu *.x_b (parasolid binary).



Obr. 39, Model geometrie soustavy pažní kosti s dlahou



Obr. 40, Model geometrie fixované pažní kosti s dlahou

6.2 MODELY MATERIÁLU

Řešení deformace a napjatosti fixované zlomeniny kosti pažní je prováděno pro dospělého jedince. Zlomenina je v oblasti diafýzy a diafýza dospělého jedince obsahuje převážně kortikální kostní tkáň. Vzhledem k rozlišovací úrovni bakalářské práce je pro kortikální kostní tkáň použitý homogenní, izotropní, lineárně pružný model materiálu. Materiálové charakteristiky pro tento model jsou modul pružnosti v tahu a Poissonovo číslo. Hodnoty materiálových charakteristik jsou v tab. 1

Použijeme-li pro kortikální kostní tkáň homogenní, izotropní, lineárně pružný model materiálu, pak na dané rozlišovací úrovni řešeného problému je tento model odpovídající i pro kovové části soustavy (dlaha a šrouby), tedy i pro titanové slitiny jsou použity modely materiálu homogenní, izotropní, lineárně pružné. Hodnoty materiálových charakteristik jsou v tab. 1

Díl	E [MPa]	μ [-]	R_e [MPa]	R_m [MPa]
Přímá dlaha (Ti-6Al-4V)	113 800	0,342	800	900
Zamykatelné šrouby (Ti-6Al-7Nb)	114 000	0,33	795	860
Kost pažní (kortikální kostní tkáň)	17 730	0,3	-	-

Tab. 1: Mechanické vlastnosti materiálů [18] [22]

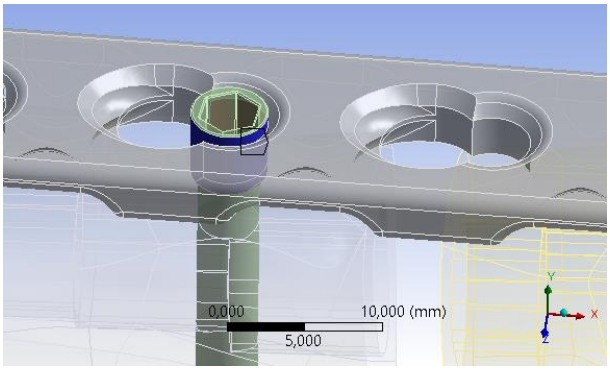
E – Youngův modul pružnosti v tahu, **μ** – Poissonovo číslo, $\mathbf{R_e}$ – mez kluzu, $\mathbf{R_m}$ – mez pevnosti

6.3 MODEL VAZEB A ULOŽENÍ

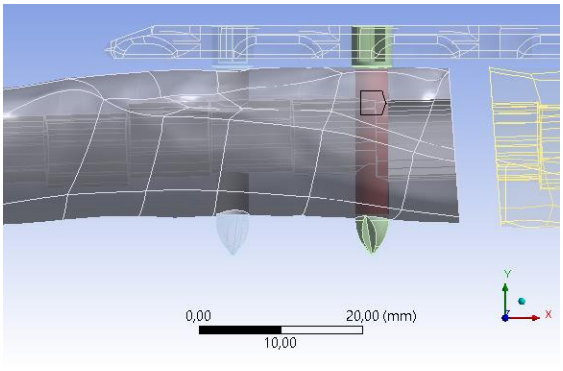
Výsledky řešení významně ovlivňuje úroveň modelu uložení. Výpočtový systém Ansys umožňuje automatickou generaci spojení a vazeb mezi jednotlivými tělesy. Vzhledem k automatické generaci spojení je nutná kontrola, zda vytvořené vazby odpovídají záměrům řešitele. Při kontrole byla zjištěna nevhodná aplikace vazeb v místě kontaktu hlavy šroubu a dlahy. Uvedený nedostatek byl manuálně odstraněn.

U zamykatelných šroubů je spojení hlav šroubů a dlahy pevné, proto bylo toto spojení modelováno kontaktem „bonded“ (obr. 41), které představuje pevné spojení mezi danými prvky.

Vzhledem k úrovni modelu bylo spojení mezi šroubem a kostní tkání modelováno také pomocí kontaktu „bonded“ (obr. 42).

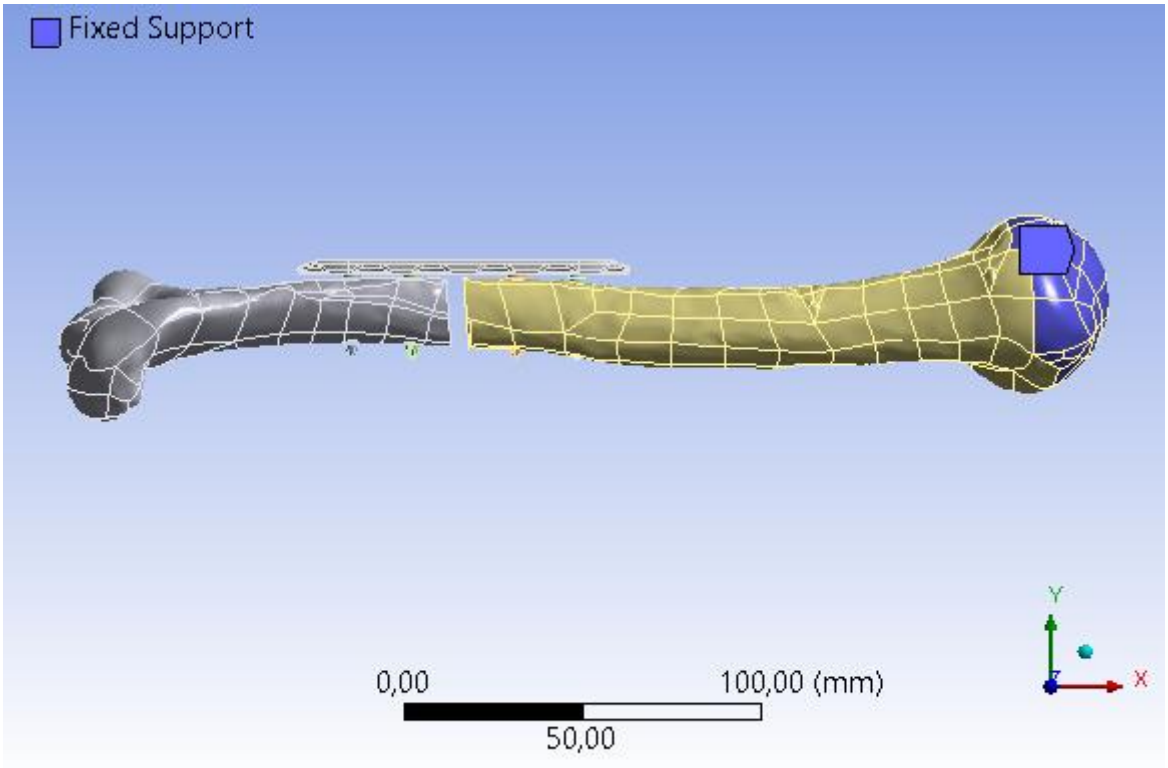


Obr. 41, Kontakt dlaha - šroub



Obr. 42, Konrakt šroub - kost

Z hlediska řešeného problému je možné uvažovat pevné spojení kosti pažní s tělem člověka, proto uzlům na části povrchu hlavice kosti pažní bylo zamezeno posuvům ve všech směrech pomocí příkazu „fixed support“ (obr. 43).



Obr. 43, Uložení řešené soustavy

6.4 MODEL ZATÍŽENÍ

Vytvořit model zatížení horní končetiny při běžných činnostech člověka, případně v souvislosti s určitými patologickými jevy, je velmi složité. Cílem předložené práce je orientační posouzení mechanické interakce mezi LCP dlahou a kostní tkání bezprostředně po operaci, kdy je pacient v klidovém stavu. Přes klidový režim se pacient nevyhne určitým pohybům, které jsou příčinou zatížení pažní kosti s dlahou.

Vzhledem k cílům této práce byl po konzultaci s vedoucím bakalářské práce vytvořen následující model zatížení:

Obr. 44, Zatížení a uložení kosti

6.4.1 ZATÍŽENÍ SILOU V OSE X

Velmi častým zatížením horní končetiny je zatížení osovou silou způsobující tahové namáhání kosti. Vzhledem k tomu, že se u lidí se zlomeninou pažní kosti během léčby předpokládá klidový režim, byla velikost síly stanovena 250 N.

6.4.2 ZATÍŽENÍ SILOU V OSE Y

Dalším častým zatížením horní končetiny je silou způsobující namáhání kosti ohybem. Tomuto druhu zatížení by se měl však pacient během léčby co nejvíce vyhýbat, proto byla síla stanovena pouze 15 N, což přibližně odpovídá zatížení způsobující hmotnost zbývající části horní končetiny.

6.4.3 ZATÍŽENÍ SILOU V OSE Z

Posledním aplikovaným zatížením je zatížení horní končetiny silou působící kolmo na obě předcházející síly. Jedná se také o namáhání ohybem, které si může pacient přivodit například při spánku. Velikost síly byla stanovena opět 15 N.

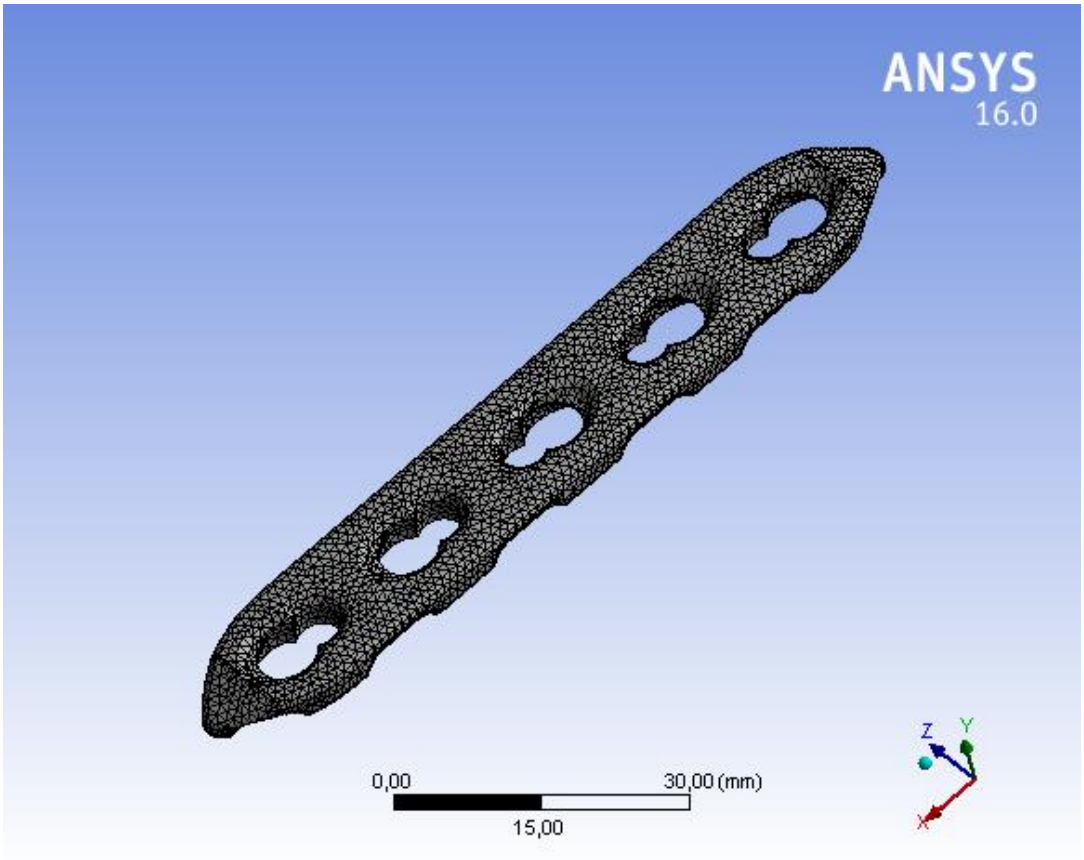
6.5 KONEČNOPRVKOVÝ MODEL

Při řešení úloh mechaniky kontinua je nutné provést diskretizaci řešené oblasti a vytvořit konečnoprvkovou síť. Metoda konečných prvků je přibližná variační metoda. Bylo prokázáno, že se zmenšující se velikostí prvků se zvyšuje přesnost řešení, ale současně se zvětšují nároky na kapacitu paměti počítače a doba řešení. Proto při řešení deformace a napjatosti těles a soustav těles je vhodné v místech možné koncentrace napětí provést zjemnění konečnoprvkové sítě.

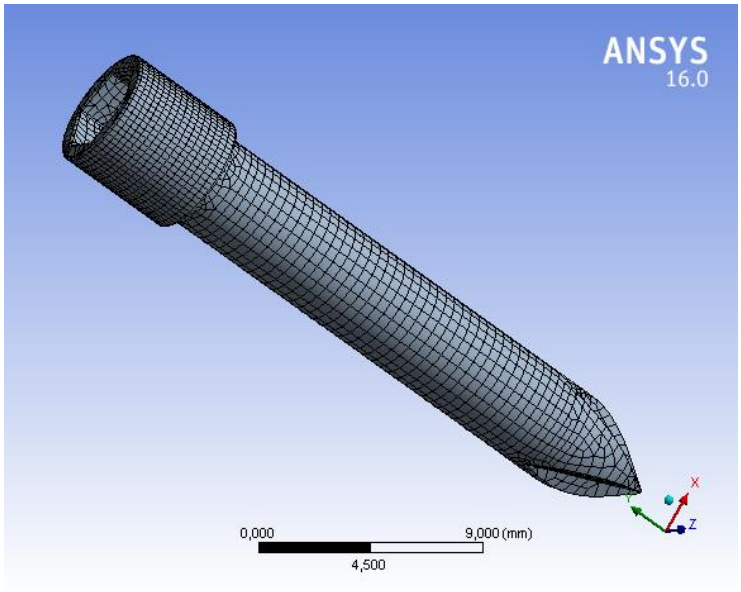
Výpočtový model pažní kosti s aplikovanou dlahou byl vytvořen ve výpočtovém systému Ansys. V tomto systému byla také provedena automatická generace sítě s velikostí hrany prvků 2 mm a následnou optimalizací z hlediska možných koncentrátorů napětí. Údaje o vytvořených sítích jsou obsaženy v tabulce 2.

Model geometrie	Velikost prvků [mm]	Počet elementů [-]	Počet uzlů [-]
Kost	2	159 646	238 102
Šroub	0,5	12 484	40 962
Dlaha	1	31 138	50 138

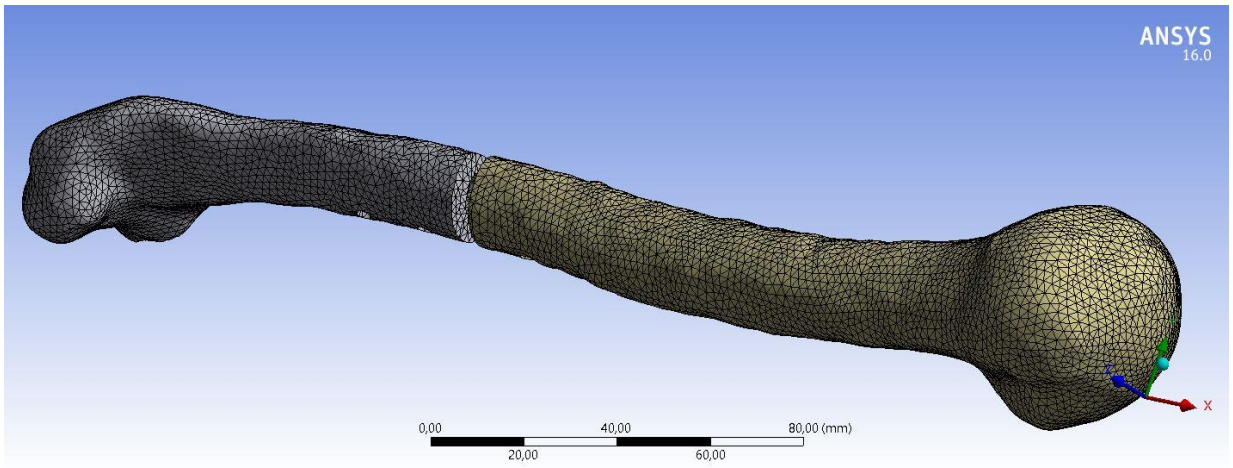
Tab. 2: Konečnoprvkový model



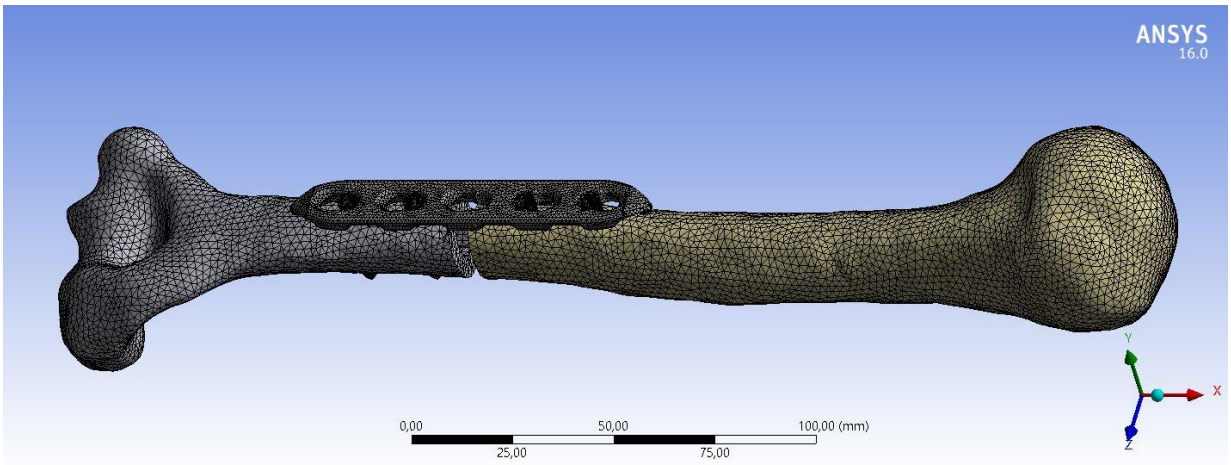
Obr. 45, Konečnoprvkový model dlahy



Obr. 46, Konečnoprvkový model šroubu



Obr. 47, Konečnoprvkový model kosti



Obr. 48, Konečnoprvkový model sestavy

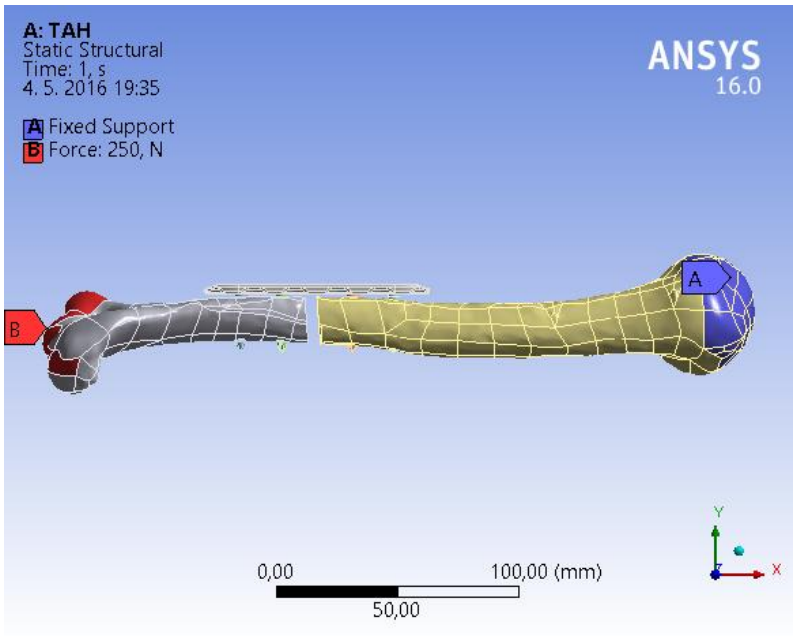
7. PREZENTACE VÝSLEDKŮ a ANALÝZA ŘEŠENÍ

Výpočtový systém Ansys umožňuje prezentaci výsledků různými způsoby. Vedle výpisu hodnot, tabulkové prezentace výsledků, také grafické zobrazení izoploch hodnot řešených veličin. Grafické zobrazování umožňuje nejlépe získat představu o rozložení řešených veličin na řešeném objektu.

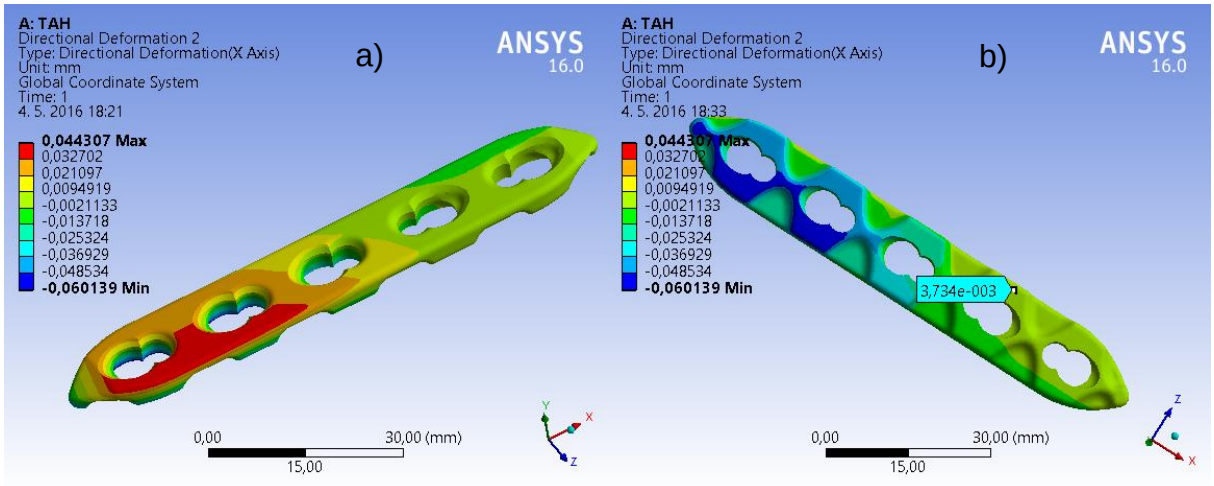
Při analýze se zaměříme na:

- Analýza posuvů soustavy ve směru osy X (případně Y, Z)
- Analýza posuvů dlahy ve směru osy X (případně Y, Z)
- Analýza redukovaného napětí soustavy podle hypotézy HMH
- Analýza redukovaného napětí dlahy podle hypotézy HMH

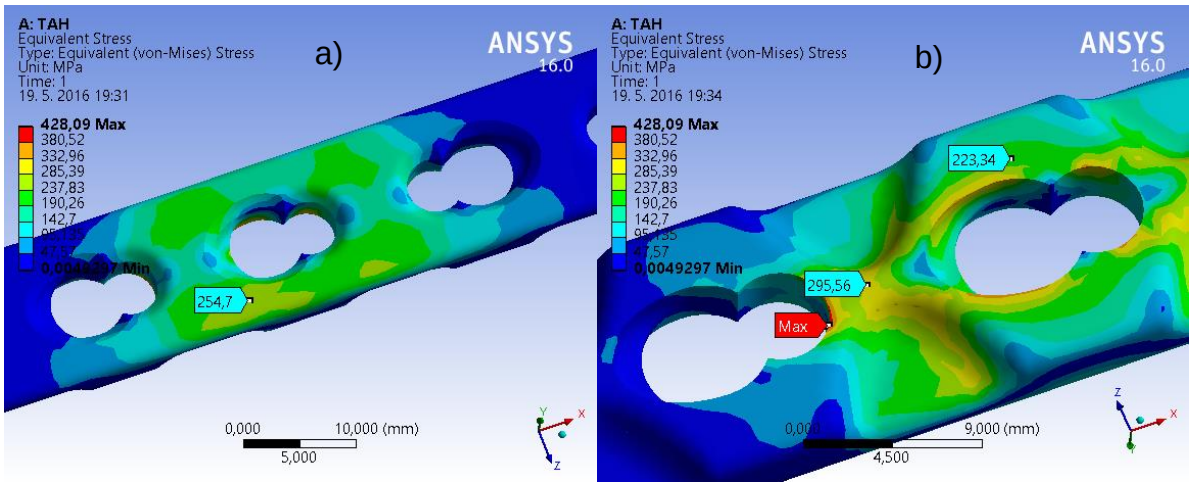
7.1 PREZENTACE VÝSLEDKŮ ŘEŠENÍ DEFORMACE A NAPJATOSTI SOUSTAVY ZATÍŽENÉ SILOU V OSE X



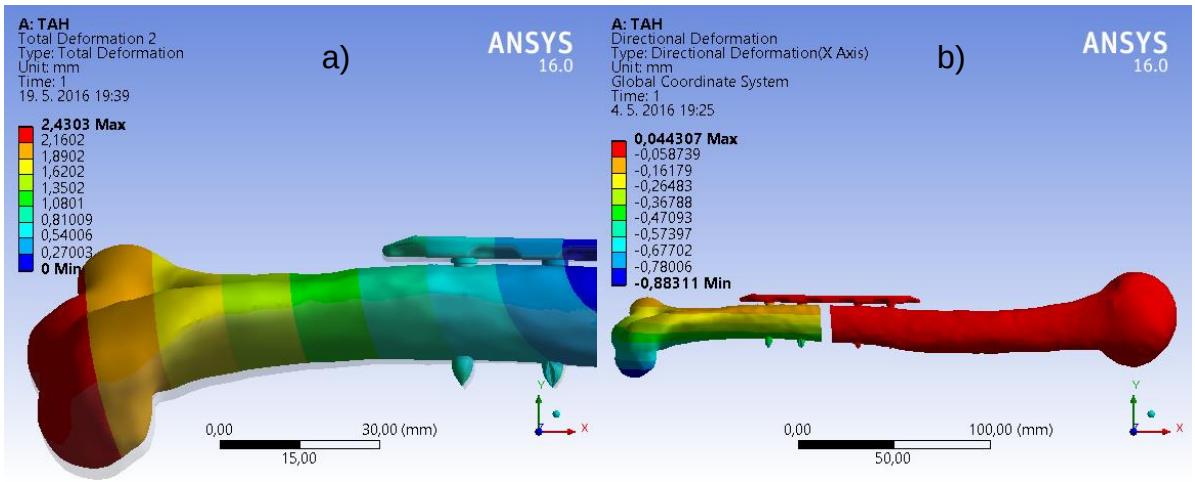
Obr. 49, Zobrazení uložení a zatížení silou v ose X



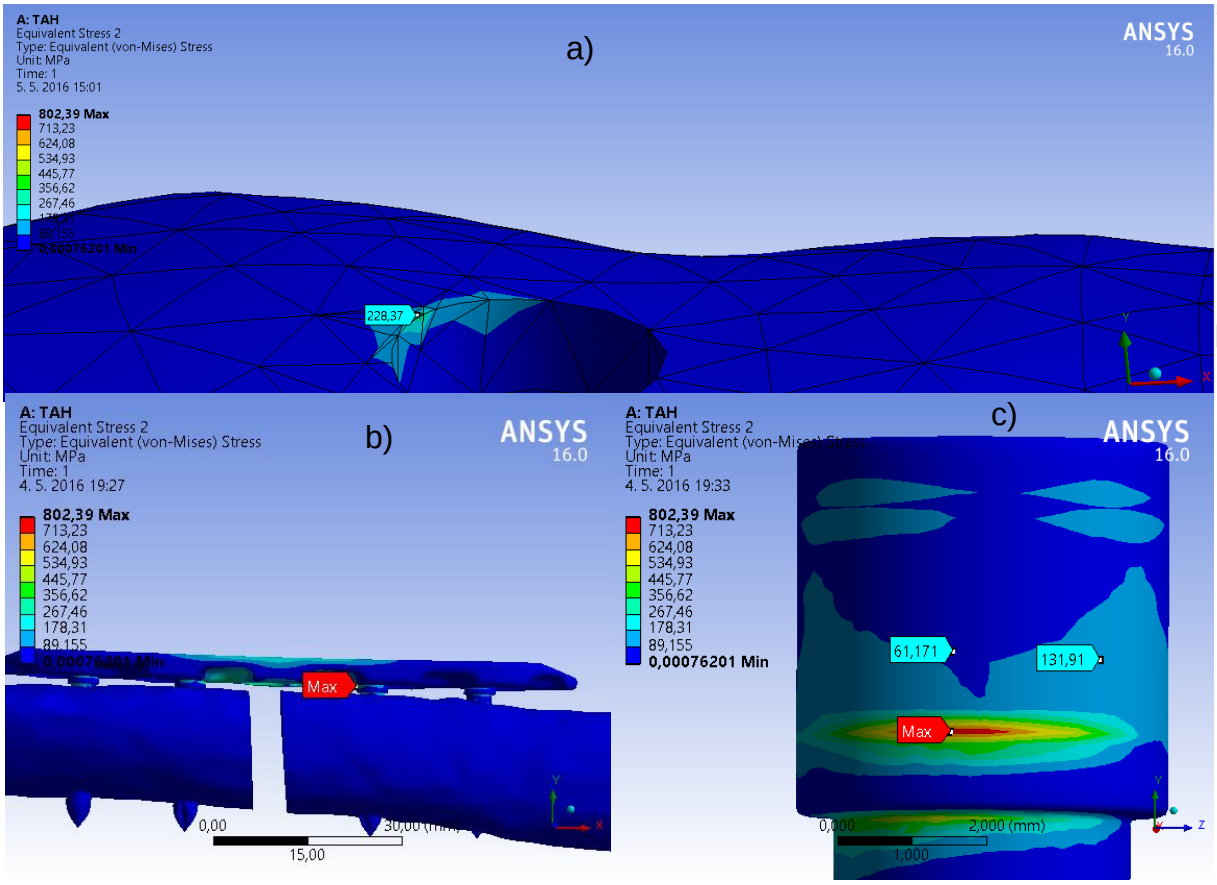
*Obr. 50, Posuv dlahy ve směru osy X **a)** horní pohled **b)** spodní pohled*



*Obr. 51, Redukované napětí dlahy HMH **a)** horní pohled **b)** spodní pohled*



*Obr. 52, **a)** Deformovaný a nedeformovaný tvar soustavy **b)** Posuv soustavy ve směru osy X*



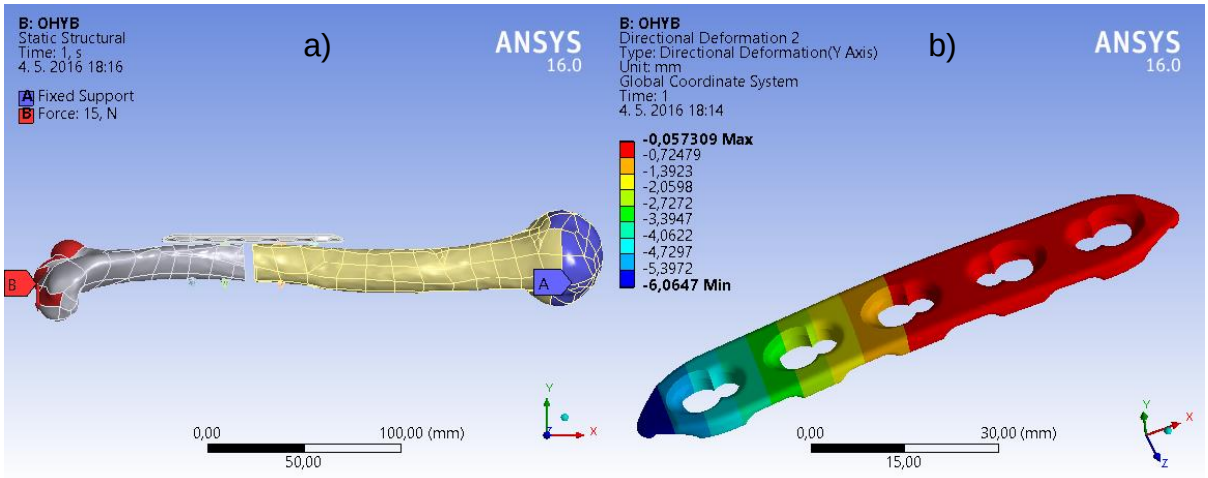
*Obr. 53, Redukované napětí soustavy HMH **a)** kostní tkáň **b)** soustava **c)** šroub*

Maximální posuv celé soustavy v ose X, je v místě působící síly a má hodnotu 0,9 mm. Poloha maximální hodnoty posuvu odpovídá představě o deformaci soustavy, protože pažní kost má zamezeny posuvy v oblasti ramenního kloubu a je volná v oblasti loketního kloubu, kde působí síla $\mathbf{F_x}$. Největší posuv dlahy ve směru osy X se nachází na spodní straně dlahy a dosahuje hodnoty 0,06 mm. Představu o charakteru deformace je možné získat z obr. 52a), na kterém je zobrazen nedeformovaný stav a celková deformace distální části pažní kosti a dlahy.

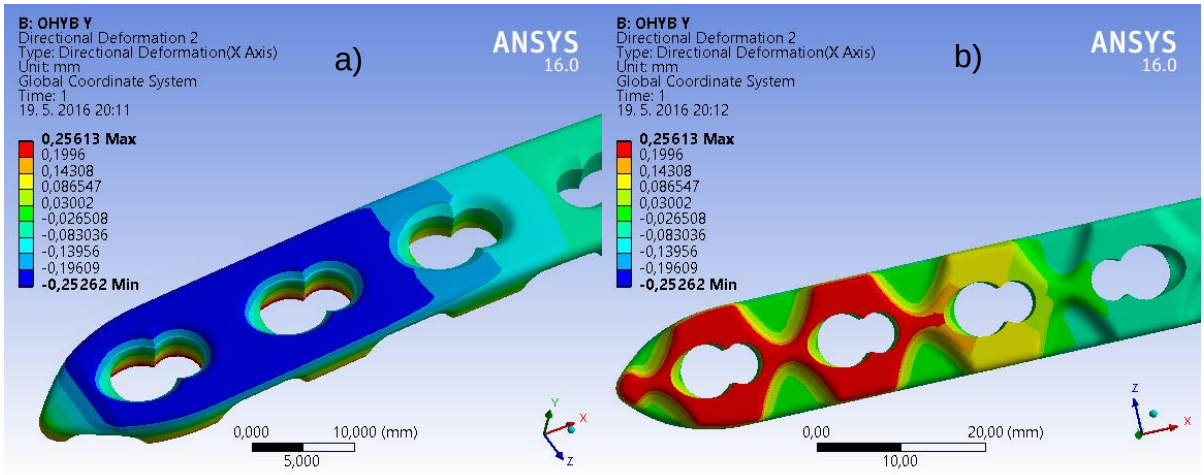
Hodnota maximálního redukovaného napětí soustavy je 802 MPa. Tato hodnota se vyskytuje na hlavě třetího šroubu v místě kontaktu šroubu a spodní hrany dlahy. Maximální hodnota redukovaného napětí přesahuje mez kluzu materiálu šroubu ($\mathbf{R_e}$ = 795 MPa) o 7 MPa. Vzhledem k tomu, že hodnota maximálního redukovaného napětí je v místě hrany dlahy, k odpovědnému posouzení, by bylo vhodné provést další výpočty se zjemněnou sítí, případně s vyšší úrovní modelu styku šroubu a dlahy. Lokální překročení hodnoty redukovaného napětí o 1% způsobí zplastizování pouze v lokální oblasti a nebude mít vliv na funkci soustavy.

Maximální redukované napětí dlahy je 428 MPa. Koncentrátor napětí dlahy se dle očekávání nachází na hraně otvoru pro zamykatelný šroub. Maximální napětí na horní straně je 255 MPa a na spodní straně, v místech zúžení profilu, je hodnota redukovaného napětí 300 MPa. Maximální hodnota redukovaného napětí dlahy je nižší než mez kluzu materiálu dlahy. V dlaze nedochází k plastickým deformacím. Hodnota maximálního redukovaného napětí kostní tkáně je v místech hrany otvoru pro třetí šroub a dosahuje velikosti 228 MPa.

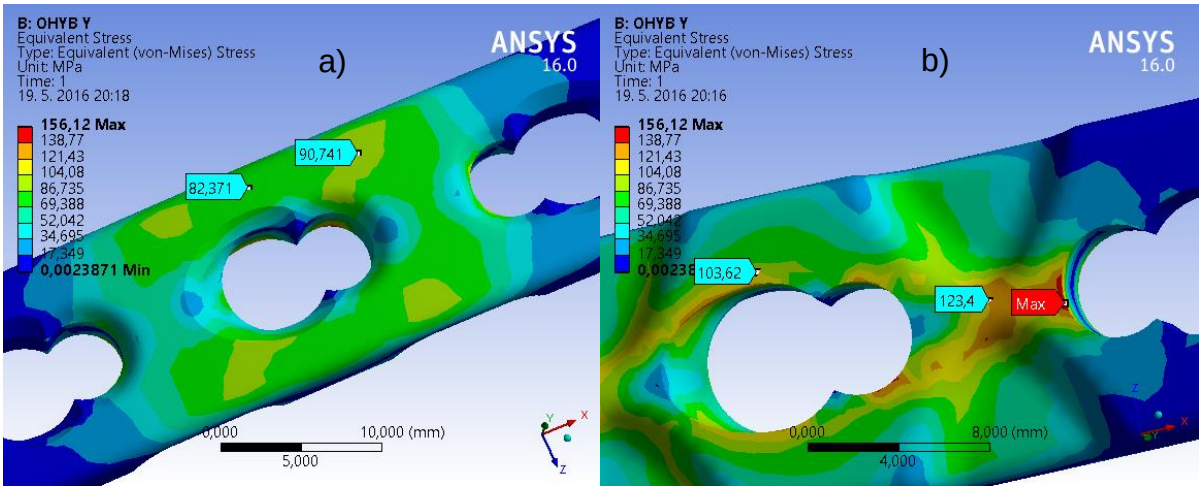
7.2 PREZENTACE VÝSLEDKŮ ŘEŠENÍ DEFORMACE A NAPJATOSTI SOUSTAVY ZATÍŽENÉ SILOU V OSE Y



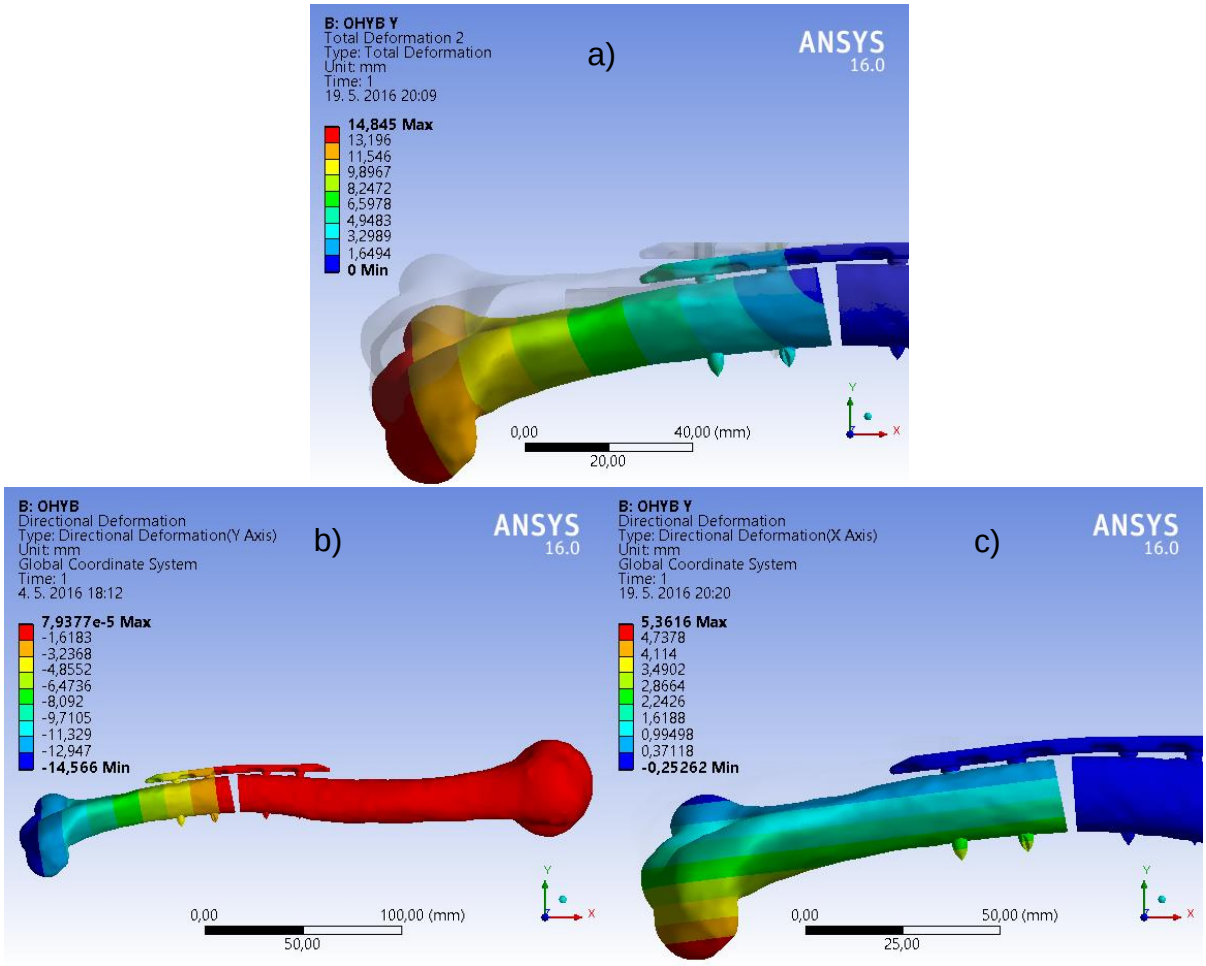
*Obr. 54, **a)** Zobrazení uložení a zatížení silou v ose Y **b)** Posuv dlahy ve směru osy Y*



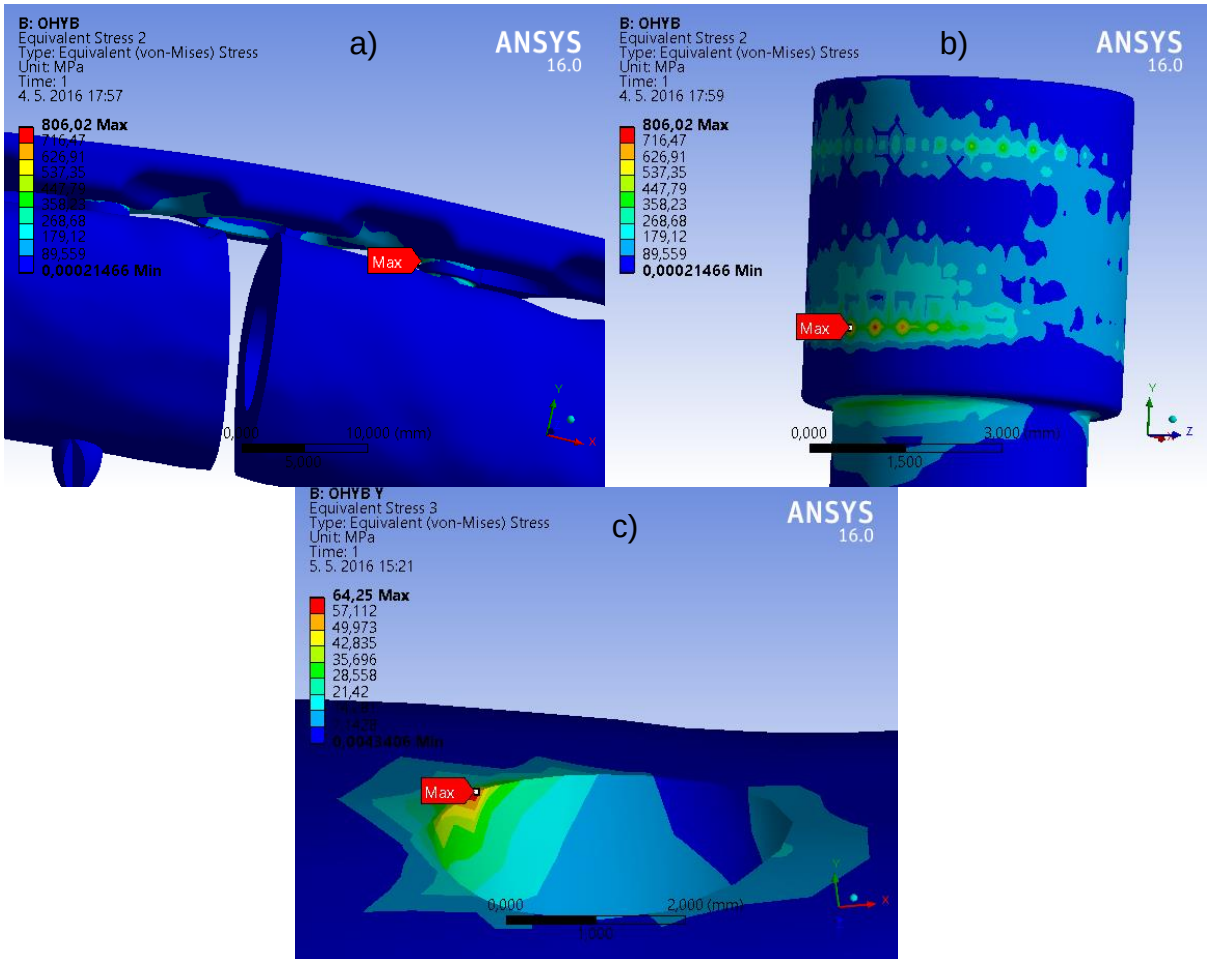
*Obr. 55, Posuv dlahy ve směru osy X **a)** horní pohled **b)** spodní pohled*



*Obr. 56, Redukované napětí dlahy HMH **a)** horní pohled **b)** spodní pohled*



*Obr. 57, **a)** Deformovaný a nedeformovaný tvar soustavy **b)** Posuv soustavy v ose Y **c)** Posuv soustavy v ose X*



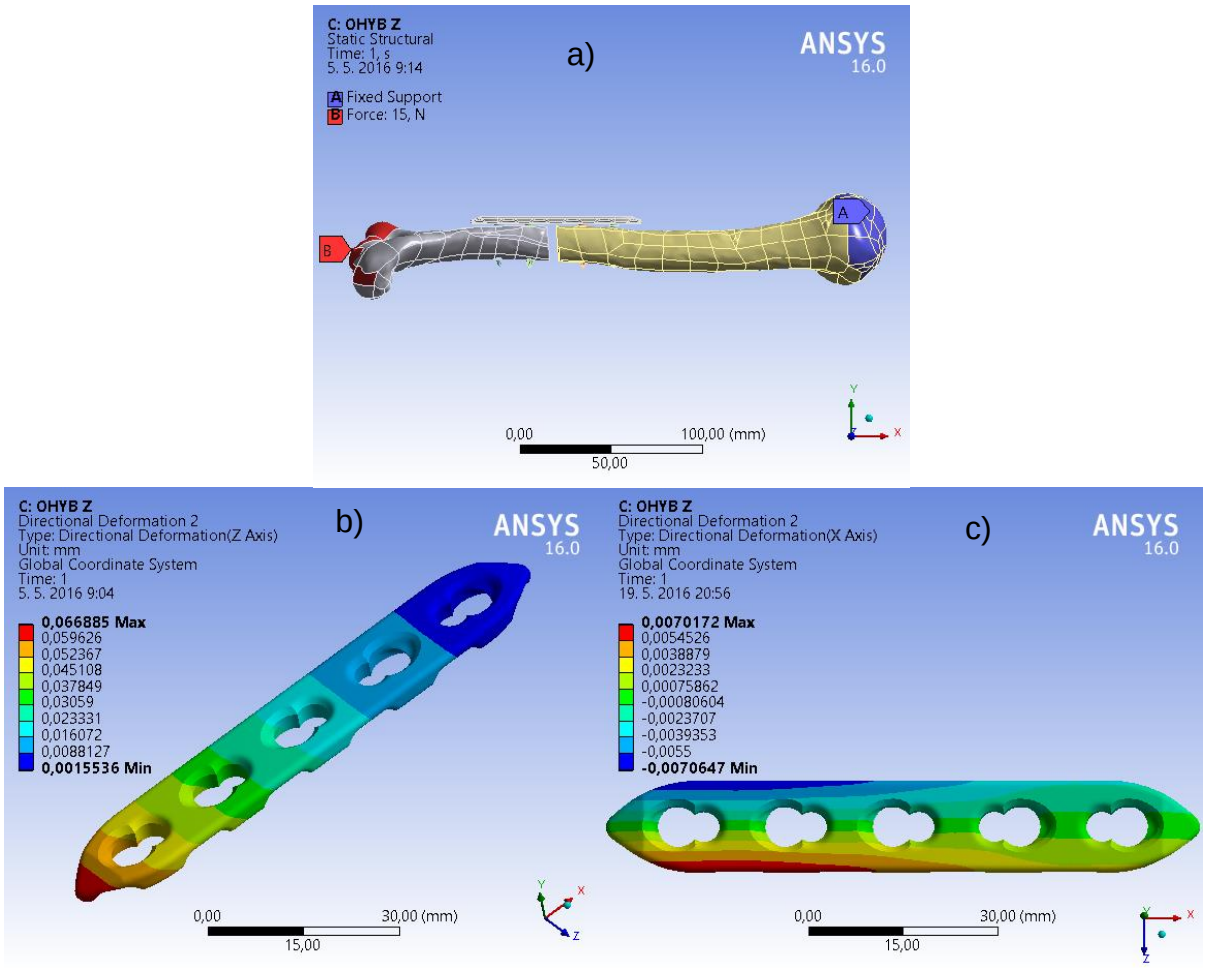
*Obr. 58, Redukované napětí soustavy HMH **a)** soustava **b)** šroub **c)** kostní tkáň*

Síla ve směru osy Y způsobuje ohyb prvků soustavy kolem osy Z. Maximální hodnota celkové deformace je na distálním konci pažní kosti a dosahuje hodnoty 14,8 mm. Tato hodnota je podstatně větší než maximální hodnota celkové deformace způsobené silou ve směru osy X (u_{celk1} = 2,43 mm), přestože hodnota velikosti síly v ose Y je podstatně menší než v ose X. (F_x = 250 N, F_y = 15 N). Představu o charakteru deformace je možné získat z obr. 57a), na kterém je zobrazen nedeformovaný stav a celková deformace distální části pažní kosti a dlahy.

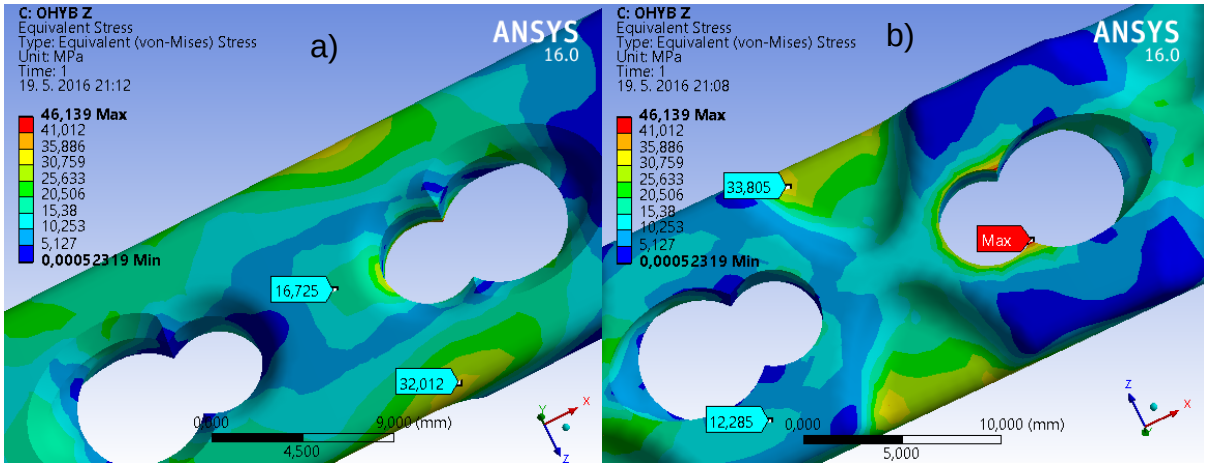
Hodnota maximálního redukovaného napětí soustavy při zatížení silou 15 N ve směru osy Y je 806 MPa. Tato hodnota je na hlavě třetího šroubu v místě kontaktu šroubu a spodní hrany dlahy. Maximální hodnota redukovaného napětí přesahuje mez kluzu materiálu šroubu (R_e = 795 MPa) o 11 MPa. Vzhledem k tomu, že hodnota maximálního redukovaného napětí je v místě hrany dlahy, k odpovědnému posouzení, by bylo vhodné provést další výpočty se zjemněnou sítí, případně s vyšší úrovní modelu styku šroubu a dlahy. Lokální překročení hodnoty redukovaného napětí o 1,5% způsobí zplastizování v lokální oblasti a nebude mít vliv na funkci soustavy.

Maximální hodnota redukovaného napětí dlahy je v místě hrany otvoru pro zamykatelný šroub a dosahuje velikosti 156 MPa. Maximální hodnota redukovaného napětí dlahy, při zatížení silou ve směru osy y, je podstatně nižší než mez kluzu materiálu dlahy. V dlaze nedochází k plastickým deformacím. Hodnota maximálního redukovaného napětí kostní tkáně je v místech hrany otvoru pro třetí šroub a dosahuje velikosti 64 MPa.

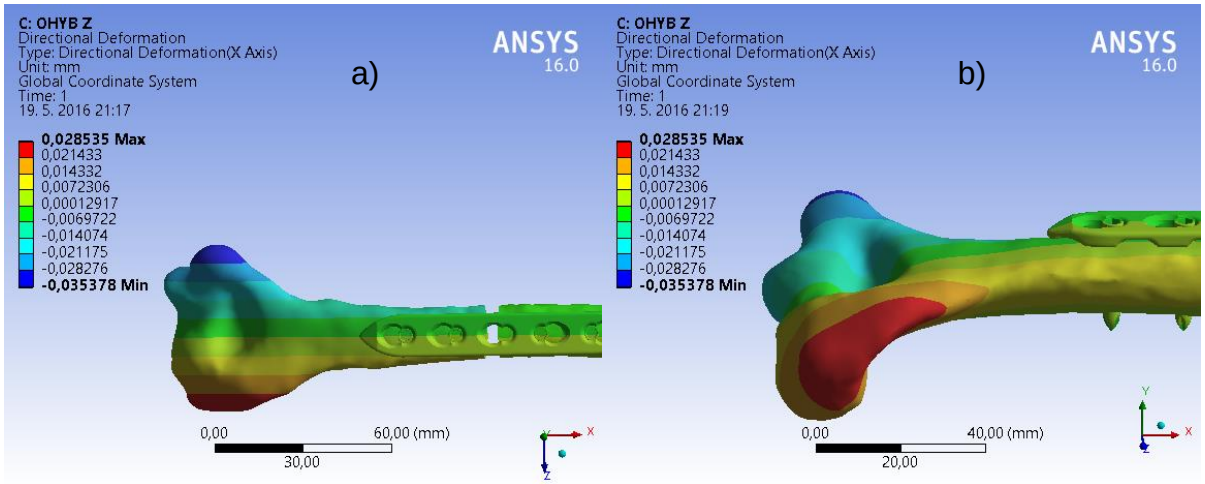
7.3 PREZENTACE VÝSLEDKŮ ŘEŠENÍ DEFORMACE A NAPJATOSTI SOUSTAVY ZATÍŽENÉ SILOU V OSE Z



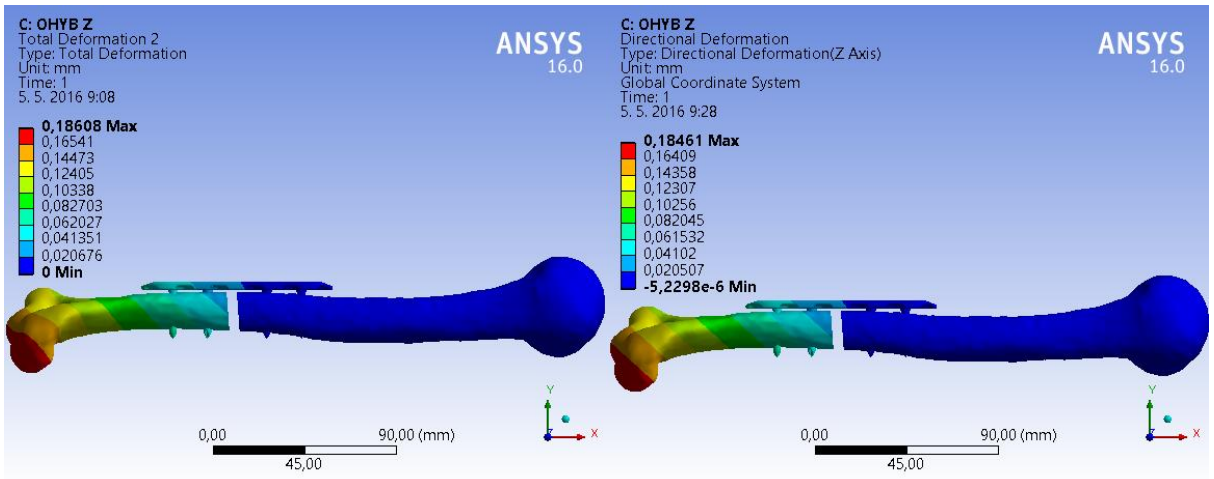
*Obr. 59, **a)** Zobrazení uložení a zatížení silou v ose Z **b)** Posuv dlahy ve směru osy Z **c)** Posuv dlahy ve směru osy X*



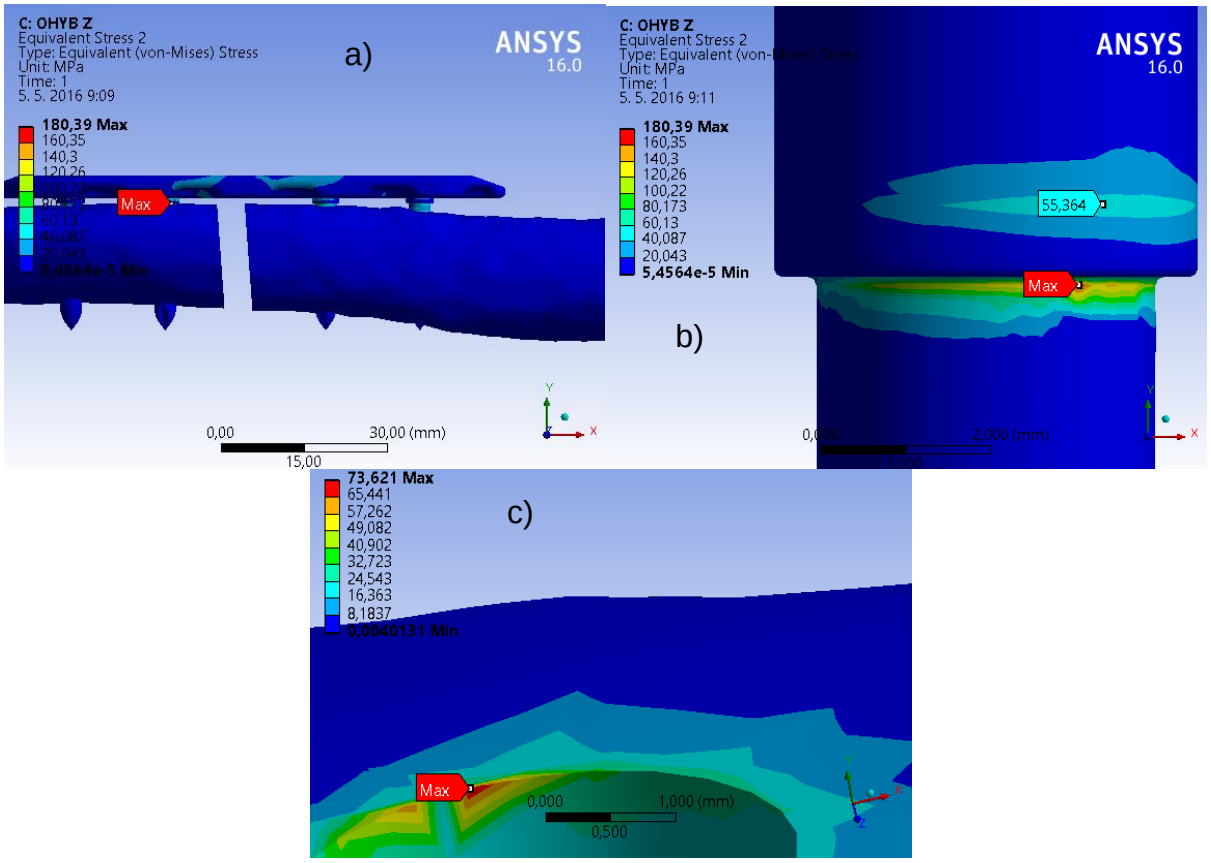
*Obr. 60, Redukované napětí dlahy HMH **a)** horní pohled **b)** spodní pohled*



*Obr. 61, Posuv soustavy ve směru osy X **a)** pohled shora **b)** natočený pohled*



*Obr. 62, **a)** Celkový posuv soustavy **b)** Posuv soustavy ve směru osy Z*



*Obr. 63, Redukované napětí soustavy HMH **a)** soustava **b)** šroub **c)** kostní tkáň*

Síla ve směru osy Z způsobuje ohyb prvků soustavy kolem osy Y. Maximální hodnota celkové deformace je opět na distálním konci pažní kosti a dosahuje hodnoty 0,2 mm. Tato hodnota je v porovnání s předchozími hodnotami podstatně menší. Rozdíl mezi deformovaným a nedeformovaným stavem je v celkovém měřítku nepatrný.

Maximální redukované napětí soustavy při zatížení 15 N ve směru osy Z je 180 MPa. Maximální hodnota se nachází u kořene hlavy druhého a je podstatně menší než mez kluzu materiálu šroubu. Nedochází ke vzniku plastických deformací.

Maximální redukované napětí dlahy se nachází opět v místech otvoru pro zamykatelný šroub, kde vzniká napětí o velikosti 46 MPa. Jelikož je maximální hodnota opět podstatně menší než hodnota meze kluzu dlahy, nedochází v dlaze ke vzniku plastických deformací. Maximální hodnota redukovaného napětí kostní tkáně je 73 MPa a nachází se na hraně otvoru pro druhý šroub.

7.4 SHRNUTÍ VÝSLEDKŮ

Deformačně napěťové analýzy nám poskytly představu o mechanickém chování soustavy. Zatížením silou v ose Y, způsobující namáhání soustavy na ohyb prvků kolem osy Z, dochází k nejvýraznějším deformacím. Maximální hodnota redukovaného napětí soustavy, 806 MPa, se nachází také na soustavě zatížené silou 15 N v ose Y. V žádném z řešených případů nemá lokální zplastizování vliv na funkci soustavy. Maximální hodnota redukovaného napětí dlahy se nachází v případě zatížení soustavy silou 250 N v ose X a dosahuje velikosti 428 MPa, což je nižší hodnota než hodnota meze kluzu materiálu dlahy. V žádném z případů nedochází v dlaze ke vzniku plastických deformací. Hodnota maximálního redukovaného napětí kostní tkáně je stejně jako hodnota maximálního redukovaného napětí dlahy v případě zatížení soustavy silou ve směru osy X a dosahuje velikosti 228 MPa.

8. ZÁVĚR

Tato práce se zabývá problematikou fixace zlomenin horní končetiny. Cílem práce bylo vytvořit přehled o historii fixace zlomenin horní končetiny a současných metodách léčby zlomenin horní končetiny, včetně aplikace LCP dlah, a vytvoření deformačně napěťové analýzy soustavy pažní kosti s aplikovanou LCP dlahou. K získání potřebných vědomostí k vytvoření této práce byla použita odborná literatura související s danou problematikou.

Deformačně napěťová analýza konkrétní LCP dlahy byla provedena pro tři nejčastější druhy zatížení. Všechny výsledky byly podrobně analyzovány a díky nim byla získána základní představa o mechanickém chování dlahy při různém zatížení.

Všechny cíle bakalářské práce byly splněny.

9. POUŽITÁ LITERATURA

[1] VALENTA, Jaroslav. *Biomechanika*. 1. vyd. Praha: Academia, 1985, 539 s.

[2] *Patobiomechanika a Patokinesiologie KOMPENDIUM* [online]. Praha: Univerzita Karlova [cit. 2016-01-25]. Dostupné z: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/

[3] FUCHSOVÁ, Jitka. *Směry a roviny lidského těla: Základní pohyby* [online]. 2009 [cit. 2016-01-27]. Dostupné z: http://www.szsmb.cz/admin/upload/sekce_materialy/sm%C4%9Bry_t%C4%9Bla.pdf

[4] ČIHÁK, Radomír, Miloš GRIM (ed.) a Oldřich FEJFAR (ed.). *Anatomie 1*. 3. vyd. Praha: Grada Publishing, 2011, 534 s. ISBN 978-80-247-3817-8.

[5] *Základy sportovní kineziologie* [online]. Brno: Masarykova univerzita, 2010 [cit. 2016-02-01]. Dostupné z: http://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/index.html

[6] BARTONÍČEK, Jan. *Historie moderní léčby zlomenin – 1. část* [online]. Praha, 2010 [cit. 2016-02-03]. Dostupné z: http://zdravi.e15.cz/clanek/mlada-fronta-zdravotnicke-noviny-zdn/historie-moderni-lecby-zlomenin-1-cast-453135

[7] BARTONÍČEK, Jan. *Historie moderní léčby zlomenin – 2. část* [online]. Praha, 2010 [cit. 2016-02-03]. Dostupné z: http://zdravi.e15.cz/clanek/mlada-fronta-zdravotnicke-noviny-zdn/historie-moderni-lecby-zlomenin-2-cast-453432

[8] BARTONÍČEK, Jan. *Historie moderní léčby zlomenin – 3. část* [online]. Praha, 2010 [cit. 2016-02-03]. Dostupné z: http://zdravi.e15.cz/clanek/mlada-fronta-zdravotnicke-noviny-zdn/historie-moderni-lecby-zlomenin-3-cast-453606

[9] BARTONÍČEK, Jan. *Historie moderní léčby zlomenin – 4. část* [online]. Praha, 2010 [cit. 2016-02-03]. Dostupné z: http://zdravi.e15.cz/clanek/mlada-fronta-zdravotnicke-noviny-zdn/historie-moderni-lecby-zlomenin-4-cast-453741

[10] BARTONÍČEK, Jan. *Historie moderní léčby zlomenin – 5. část* [online]. Praha, 2010 [cit. 2016-02-03]. Dostupné z: http://zdravi.e15.cz/clanek/mlada-fronta-zdravotnicke-noviny-zdn/historie-moderni-lecby-zlomenin-5-cast-454026

[11] BARTONÍČEK, Jan. *Historie moderní léčby zlomenin – 6. část* [online]. Praha, 2010 [cit. 2016-02-03]. Dostupné z: http://zdravi.e15.cz/clanek/mlada-fronta-zdravotnicke-noviny-zdn/historie-moderni-lecby-zlomenin-6-cast-454286

[12] BARTONÍČEK, Jan. *Zevní fixace v traumatologii* [online]. Praha, 2001 [cit. 2016-02-03]. Dostupné z: http://zdravi.e15.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/zevni-fixace-v-traumatologii-139343

[13] SOSNA, Antonín, Pavel VAVŘÍK, Martin KRBEC a David POKORNÝ. *Základy ortopedie*. 1. vyd. Praha: TRITON, 2001, 175 s. ISBN 80-7254-202-8.

[14] *Dlahy úhlově stabilní: Operační postup*. Nové město na Moravě: MEDIN, 2009.

[15] BARTONÍČEK, Jan. *Praktický lékař*. ČLS JEP, 2011, **91**(8).

[16] GALLO, Jiří. *Ortopedie: pro studenty lékařských a zdravotnických fakult*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011.

[17] UHTHOFF, Hans K., Philippe POITRAS a David S. BACKMAN. *Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments*. DOI: 10.1007/s00776-005-0984-7. ISBN 10.1007/s00776-005-0984-7. Dostupné také z: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0949265815325793

[18] *ASM: Aerospace Specification Metals* [online]. [cit. 2016-02-15]. Dostupné z: http://asm.matweb.com/search/SpecificMaterial.asp?bassnum=MTP641

[19] TRNOVSKÝ, Michal. Nitrodřeňové hřebování zlomenin. *Lékařské listy* [online]. 2002, (30) [cit. 2016-02-17]. Dostupné z: http://zdravi.e15.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/nitrodrenove-hrebovani-zlomenin-146848

[20] NESTROJIL, Petr. [online]. Úrazové nemocnice Brno, 2001 [cit. 2016-03-30]. Dostupné z: http://zdravi.e15.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/leceni-zlomenin-dlouhych-kosti-139342

[21] ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ. *Přednáška tribologie* [online]. Brno. Dostupné z: http://old.uk.fme.vutbr.cz/kestazeni/tribologie/prednasky/prednaska1.pdf

[22] LEGERSKÝ, R. *Deformačně napěťová analýza prasečího femuru*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2011. 75s. Dostupné také z:https://dspace.vutbr.cz/bitstream/handle/11012/16288/2011_DP_Legersky_Radek_101128.pdf?sequence=1&isAllowed=y

[23] *Membrum_superius_Humerus_dexter.stl* [online]. In: . Brno: Vysoké učení technické, 2011 [cit. 2016-05-05]. Dostupné z: http://biomechanika.fme.vutbr.cz/

[24] *CT snímky Humerus* [online]. Shanghai Rebone Biometarials [cit. 2016-05-05]. Dostupné z: http://www.rebone.com/clinic/case/ts002.htm

10. POUŽITÉ ZKRATKY A SYMBOLY

Ansys	–	ANSYS Workbench 16.0
AO	–	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
CT	–	Computer tomography
ČSB	–	Česká společnost pro biomechaniku
DCP	–	Dynamic compression plate
ESB	–	European Society of Biomechanics
HMH	–	Hypotéza Huber, von Mises, Hencky
ISB	–	Internationál Society of Biomechanics
LC	–	Low compact
LCP	–	Locking compression plate
RTG	–	Rentgen
STL	–	Stereolithography

Al	–	Hliník
Nb	–	Niob
Ti	–	Titan
V	–	Vanad

μ	–	Poissonovo číslo	[-]
E	–	Youngův modul pružnosti v tahu	[MPa]
F	–	Síla	[N]
F_x	–	Síla v ose X	[N]
F_y	–	Síla v ose Y	[N]
F_z	–	Síla v ose Z	[N]
R_e	–	Mez kluzu	[MPa]
R_m	–	Mez pevnosti	[MPa]
u_{celk1}	–	Celková deformace (zatížení silou v ose X)	[mm]

11. SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1 *Jan Evangelista Purkyně,* Dostupné z: https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/b/bc/Jan_Evangelista_Purkyne_2.jpg

Obr. 2 *Označení rovin,* Dostupné z: http://mech.fd.cvut.cz/education/archiv/k618yamb/download/anatomie/2_nazvoslovi.pdf

Obr. 3 *Označení směrů,* Dostupné z: http://gb3c.wz.cz/vyuka/biologie/smery.gif

Obr. 4 *Svalová soustava,* Dostupné z: http://www.intouchstudios.co.uk/wp-content/uploads/2014/06/shutterstock_52109449.muscle-man-anatomy-running.jpg

Obr. 5 *Kostra člověka,* Dostupné z: http://ipravda.sk/res/2013/12/23/thumbs/clovek-kostra-nestandard1.jpg

Obr. 6 *Druhy kostí,* Dostupné z: http://projekt.gymtri.cz/soubory/Biologie/4-rocnik/biologie-cloveka/humeruspravy.jpg

Obr. 7 *Dělení kloubů,* Dostupné z: https://eluc.kr-olomoucky.cz/uploads/block_images/4094/kloubb.jpg

Obr. 8. *Kosti horní končetiny,* Dostupné z: http://skolajecna.cz/biologie/Images/Textbook/Big/0010000/00008.png

Obr. 9. *Kosti ruky,* Dostupné z: http://www.vedanasbavi.cz/upload/images/orisky/E33_1.jpg

Obr. 10 *Druhy zlomenin,* Dostupné z: http://ppp.zshk.cz/media/Ssp600.jpg

Obr. 11 *Aplikace sádrové fixace,* Dostupné z: http://i.idnes.cz/12/063/cl6/BAB441b14_profimedia_0048140938.jpg

Obr. 12 *Rentgenový snímek zlomeniny,* Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/images/thumb/c/ca/Monteggia_Fracture.jpg/165px-Monteggia_Fracture.jpg

Obr. 13 *Lambottova dlaha,* Dostupné z: https://encrypted-tbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcR0t-Vy68SLvBWh1aYYTMBemz-M_g_CKSi5xTqf20_1ZltIRJtRpA

Obr. 14 *Laneova dlaha podlehající korozi,* Dostupné z: https://encrypted-tbn3.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcRAOLrkk96BZK2f4LZ1lzXpBV78GUgOR2U3FF6X9_Dc6YjwVjxtCA

Obr. 15 *Logo AO,* Dostupné z: http://www.spine-therapy-surgery.de/fileadmin/_migrated/pics/AOS_logo_04.gif

Obr. 16 *Porovnání otvorů dlah,* Dostupné z: https://www2.aofoundation.org/AOFileServerSurgery/MyPortalFiles?FilePath=/Surgery/en/_img/surgery/05-RedFix/h87/SplintBones/ProximalO100_110_115/H87_O110_i145_540.gif

Obr. 17 *LCP dlahy Compact Hand (Synthes),* Dostupné z: http://www.tomjedlicka.com/portfolio/source/loan_sets.pdf

Obr. 18 *LCP dlahy na distální radius (Synthes),* Dostupné z: http://www.tomjedlicka.com/portfolio/source/loan_sets.pdf

Obr. 19 *RTG – zevní fixace předloktí,* Dostupné z: http://www.armedtech.cz/opravy.php

Obr. 20 *Zevní fixace s kompresní dlahou,* Dostupné z: http://img.mf.cz/720/710/69.jpg

Obr. 21 *RTG snímek fixace hřebem,* Dostupé z: http://img.mf.cz/466/703/40.jpg

Obr. 22 *Hřeb MEDIN,* Dostupné z: http://www.medin.cz/upload/operacni-postupy/op007cs-r04-hreb-tibialni.pdf

Obr. 23 *LCP dlaha Synthes,* Dostupné z: http://www.synthes.com/sites/NA/Products/Trauma/PlateandScrewSystems/PublishingImages/2.4_VA.jpg

Obr. 24 *Kompresní šroub,* [15]

Obr. 25 *Uzamykatelný šroub,* [15]

Obr. 26 *Kombinovaný otvor pro kompresní a uzamykatelné šrouby,* Dostupný z: http://img.medicalexpo.com/images_me/photo-g/79814-2947639.jpg

Obr. 27 *Uzamykatelné vodící pouzdra,* Dostupné z: http://docplayer.cz/3159893-Dlahy-uhlove-stabilni.html

Obr. 28 *Redukce na drát,* Dostupné z: http://docplayer.cz/3159893-Dlahy-uhlove-stabilni.html

Obr. 29 *Předvrtání otvoru,* Dostupné z: http://docplayer.cz/3159893-Dlahy-uhlove-stabilni.html

Obr. 30 *Zašroubování šroubu,* Dostupné z: http://docplayer.cz/3159893-Dlahy-uhlove-stabilni.html

Obr. 31 *Přímá dlaha,* [22]

Obr. 32 Model geometrie dlahy

Obr. 33 Základní r*ozměry dlahy,* [22]

Obr. 34 *Základní rozměry šroubu,* [22]

Obr. 35 *Model geometrie šroubu*

Obr. 36 *STL model kosti*

Obr. 37 *Model geometrie kosti*

Obr. 38 *Řez modelem geometrie kosti*

Obr. 39 *Model geometrie soustavy pažní kosti s dlahou*

Obr. 40 *Model geometrie fixované pažní kosti s dlahou*

Obr. 41 *Kontakt dlaha – šroub*

Obr. 42 *Kontakt šroub – kost*

Obr. 43 *Uložení řešené sestavy*

Obr. 44 *Zatížení a uložení kosti*

Obr. 45 *Konečnoprvkový model dlahy*

Obr. 46 *Konečnoprvkový model šroubu*

Obr. 47 *Konečnoprvkový model kosti*

Obr. 48 *Konečnoprvkový model sestavy*

Obr. 49 *Zobrazení uložení a zatížení silou v ose X*

Obr. 50 *Posuv dlahy ve směru osy X* ***a)*** *horní pohled* ***b)*** *spodní pohled*

Obr. 51 ***a)*** *Redukované napětí dlahy HMH* ***a)*** *horní pohled* ***b)*** *spodní pohled*

Obr. 52 ***a)*** *Deformovaný a nedeformovaný tvar soustavy* ***b)*** *Posuv soustavy ve směru osy X*

Obr. 53 *Redukované napětí soustavy HMH* ***a)*** *kostní tkáň* ***b)*** *soustava* ***c)*** *šroub*

Obr. 54 ***a)*** *Zobrazení uložení a zatížení silou v ose Y* ***b)*** *Posuv dlahy ve směru osy Y*

Obr. 55 *Posuv dlahy ve směru osy X **a)** horní pohled **b)** spodní pohled*

Obr. 56 *Redukované napětí dlahy HMH **a)** horní pohled **b)** spodní pohled*

Obr. 57 ***a)** Deformovaný a nedeformovaný tvar soustavy **b)** Posuv soustavy v ose Y **c)** Posuv soustavy v ose X*

Obr. 58 *Redukované napětí soustavy HMH **a)** soustava **b)** šroub **c)** kostní tkáň*

Obr. 59 ***a)** Zobrazení uložení a zatížení silou v ose Z **b)** Posuv dlahy ve směru osy Z **c)** Posuv dlahy ve směru osy X*

Obr. 60 *Redukované napětí dlahy HMH **a)** horní pohled **b)** spodní pohled*

Obr. 61 *Posuv soustavy ve směru osy X **a)** pohled shora **b)** natočený pohled*

Obr. 62 ***a)** Celkový posuv soustavy **b)** Posuv soustavy ve směru osy Z*

Obr. 63 *Redukované napětí soustavy HMH **a)** soustava **b)** šroub **c)** kostní tkáň*